

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY**

**A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## MĚŘENÍ A ANALÝZA POSTOJE

EVALUATION OF POSTURAL STABILITY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Jan Šalamoun

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

Ing. Markéta Kotová

BRNO 2016



# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Jan Šalamoun

**ID:** 167726

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2015/16

**NÁZEV TÉMATU:**

## Měření a analýza postoje

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku posturografie. Zpracujte literární rešerši na hodnocení posturální stability. 2) Seznamte se s tlakovou podložkou Nintendo Wii Balance Board a FDM měřicím systémem s tlakovým pásem od firmy Zebris 3) Navrhněte vhodný protokol měření a realizujte jej na dostatečně velkém vzorku probandů. 4) Navrhněte a v programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu naměřených dat. 5) Statisticky porovnejte použité přístroje a proveďte diskuzi výsledků.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOLÁŘ, P. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

[2] CORRIVEAU, H., et al. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. IEEE, 2004, 85(7): 1095-1101.

**Termín zadání:** 8.2.2016

**Termín odevzdání:** 27.5.2016

**Vedoucí práce:** Ing. Markéta Kotlová

**Konzultant bakalářské práce:**

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., *předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Téma této bakalářské práce je Měření a analýza postoje. Měření je prováděno pomocí tlakové podložky Nintendo Wii Balance Board a tlakového pásu od firmy Zebris. V první části jsou vysvětleny základní pojmy a parametry důležité pro hodnocení posturální stability. Další část se zabývá návrhem vhodného protokolu pro měření posturální stability pomocí tlakové podložky a pásu. Dle tohoto protokolu se následně získají data od 11 dobrovolníků. Dále se v programovacím prostředí Matlab vytvoří aplikace pro načtení a vyhodnocení získaných dat. V závěru práce se statisticky porovnají použité přístroje a vyhodnotí získané výsledky.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Postura, posturální stabilita, tlakový pás FDM systém, tlaková podložka Wii, Centre of presure.

## **ABSTRACT**

The topic of this bachelor's thesis is Evaluation of postural stability. Measuring is provided by balance board Nintendo Wii Balance Board and force platform produced by Zebris. In the first part are explained basic terms and parameters which are necessary for evaluation of postural stability. Next part includes design of a suitable protocol for evaluation of postural stability by balance board and force platform. According to the protocol i received data from sufficient number of volunteers. In next part i create apli-cation in Matlab which can load and evaluate data obtained from probands. In the end i compare devices and evaluate obtained results.

## **KEYWORDS**

Posture, postural stability, force platform, balance board, Centre of presure.

ŠALAMOUN, Jan *Měření a analýza postoje*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 45 s.,14 s. příloh. Vedoucí práce byla Ing. Markéta Koťová.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Měření a analýza postoje“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce paní Ing. Markétě Koťové za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno .....

.....

podpis autora

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Posturální stabilita</b>	<b>2</b>
1.1 Postura . . . . .	2
1.2 Posturální stabilita . . . . .	2
1.2.1 Senzorická část . . . . .	2
1.2.2 Řídící část . . . . .	3
1.2.3 Výkonná část . . . . .	3
1.3 Biomechanické a neurofyzilogické faktory . . . . .	4
1.3.1 Biochemické faktory . . . . .	4
1.3.2 Neurofyzilogické faktory . . . . .	5
1.4 Posturografie . . . . .	5
<b>2 Hodnocení posturální stability</b>	<b>6</b>
2.1 Základní body posturální stability . . . . .	6
2.2 Parametry . . . . .	7
2.3 Statokinesigram . . . . .	8
2.4 Stabilogram . . . . .	8
2.5 Metody měření . . . . .	8
2.5.1 Rombergův test . . . . .	9
2.5.2 Flamingo test . . . . .	9
<b>3 Měřicí systémy</b>	<b>11</b>
3.1 Wii Balance Board . . . . .	11
3.2 Zebris . . . . .	12
<b>4 Protokol měření</b>	<b>14</b>
<b>5 Naměřená data probandů</b>	<b>15</b>
<b>6 Načtení dat</b>	<b>17</b>
6.1 Wii Balance Board . . . . .	17
6.2 Zebris . . . . .	17
<b>7 Optimalizace dat</b>	<b>18</b>
7.1 Wii Balance Board . . . . .	18
7.2 Zebris . . . . .	18
7.2.1 Upravení původních matic . . . . .	18

7.2.2	Upravení vypočteného vektoru . . . . .	19
7.2.3	Upravení původních matic a následné upravení vypočteného vektoru . . . . .	19
<b>8</b>	<b>Výpočet délky a průměrné rychlosti pohybu CoP</b>	<b>21</b>
<b>9</b>	<b>Vytvoření konfidenční elipsy</b>	<b>23</b>
<b>10</b>	<b>Zhodnocení kvality programu</b>	<b>25</b>
10.1	Délka a průměrná rychlost pohybu CoP . . . . .	25
10.2	Konfidenční elipsa . . . . .	27
<b>11</b>	<b>Statistika</b>	<b>28</b>
11.1	Normální rozložení dat . . . . .	28
11.2	Studentův T-test . . . . .	28
11.2.1	Postup výpočtu dvouvýběrového párového t-testu . . . . .	29
<b>12</b>	<b>Porovnání délky pohybu CoP</b>	<b>31</b>
<b>13</b>	<b>Porovnání konfidenční elipsy</b>	<b>33</b>
<b>14</b>	<b>Vizuální porovnání výsledků</b>	<b>36</b>
<b>15</b>	<b>Diskuse</b>	<b>39</b>
<b>16</b>	<b>Závěr</b>	<b>41</b>
	<b>Literatura</b>	<b>43</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>45</b>
A	Příloha - Obsah Příloženého DVD	I
B	Příloha - Informovaný souhlas	II
C	Příloha - Protokol měření	III
D	Příloha - Protokol vytvořený programem WinFDM	IV
E	Příloha - Surová data z tlakového pásu Zebris	V
F	Příloha - Tabulky naměřených dat délky pohybu CoP	VI
G	Příloha - Tabulky naměřených dat obsahu konfidenční elipsy	X



# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Jednotlivé prvky posturální stability, upraveno z [15]	3
1.2	Opěrná báze stoje na jedné noze, stoje spojitného a stoje širokého [13]	4
2.1	Znázornění posunu CoM a CoG při změně polohy [20].	6
2.2	Statokinesigram	8
2.3	Stabilogram	9
2.4	Stoj na jedné noze	10
3.1	Vrchní strana Nintendo Wii Balance Board [18]	11
3.2	Spodní strana Nintendo Wii Balance Board s popisem [18]	12
3.3	Tlakový pás od firmy Zebris [19]	13
3.4	Protokoly výsledků vytvořené softwarem WinFDM [19]	13
7.1	Výpočet váženého středu matice	18
7.2	Pohyb CoP bez vycentrování matic	19
7.3	Pohyb CoP po upravení matic	20
7.4	Pohyb CoP po finálním upravení	20
9.1	Průměrný tlak stoje s vykreslenou 95% konfidenční elipsou	24
10.1	Stabilogram bez použití mediánového filtru	26
10.2	Stabilogram s použitím mediánového filtru	26
11.1	Q-Q graf normálního rozložení délky pohybu CoP	28
11.2	Q-Q graf normálního rozložení obsahu konfidenční elipsy	29
14.1	Pohyb CoP z podložky Zebris (a) a Wii (b) v <i>medio-laterální</i> rovině v závislosti na čase	36
14.2	Pohyb CoP z podložky Zebris (a) a Wii (b) v <i>antero-posteriorní</i> rovině v závislosti na čase	36
14.3	Stabilogram z podložky Zebris (a) a Wii (b)	37
14.4	Statokinesigram z podložky Zebris (a) a Wii (b)	37
14.5	Statokinesigram s konfidenční elipsou a rozložením tlaku chodidel	38
15.1	Zobrazení plohy kontaktu probanda s podložkou	39
15.2	Rozložení tlaků působících na podložku	40
D.1	Protokol výsledků vytvořený programem WinFDM	IV
E.1	Matice hodnot tlaku s hlavičkou v původním formátu <i>.xml</i>	V

# SEZNAM TABULEK

5.1	Údaje získané od probandů . . . . .	15
5.2	Poloha chodidel při širokém stoji . . . . .	16
10.1	Délky pohybu CoP probanda č.4 pro různé velikosti mediánového okna	25
10.2	Stoj snožmo s otevřenýma očima . . . . .	27
10.3	Stoj na jedné noze . . . . .	27
10.4	Porovnání obsahů konfidenčních elips u stoje snožmo . . . . .	27
12.1	Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje širokého . . .	31
12.2	Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji širokém . . .	32
13.1	Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje na jedné noze . . . . .	33
13.2	Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji širokém	34
13.3	Hodnoty p-value pro porovnání dat hlavních poloos konfidenčních elips	34
13.4	Hodnoty p-value pro porovnání dat vedlejších poloos konfidenčních elips . . . . .	35
14.1	Naměřené hodnoty probanda č.4 při stoji snožmo . . . . .	37
F.1	Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje snožmo . . .	VI
F.2	Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji snožmo . . .	VII
F.3	Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje snožmo se zavřenýma očima . . . . .	VII
F.4	Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji snožmo se zavřenýma očima . . . . .	VIII
F.5	Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje na jedné noze	VIII
F.6	Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji na jedné noze	IX
G.1	Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje snožmo . . . . .	X
G.2	Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji snožmo	XI
G.3	Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje snožmo se zavřenýma očima . . . . .	XI
G.4	Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji snožmo se zavřenýma očima . . . . .	XII
G.5	Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje na jedné noze . . . . .	XIII
G.6	Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji na jedné noze . . . . .	XIV

# ÚVOD

Posturální stabilita. Pojem, který většina lidí vůbec nezná a neví co si pod ním představit. Ovšem bez ní by byl normální život nemožný. Posturální stabilita je schopnost těla udržovat se v požadované poloze a zabránit tak nechtěnému pádu. Základem posturální stability je postura. Za tímto termínem se schovává aktivita, která zajišťuje správné držení těla při všech činnostech. Nevyjímaje statické polohy jako je například sed nebo leh [1].

U člověka je udržení posturální stability poměrně velmi náročné, jelikož se řadíme k bipedům, kteří se pohybují po dvou nohách. Z tohoto důvodu se naše těžiště nachází vysoko a naše opěrná báze je velmi malá v porovnání s živočichy pohybujícími se pomocí všech čtyř končetin. K tomu, abychom byli schopni udržet se na dvou končetinách, potřebujeme velmi výkonnou centrální nervovou soustavu. I z toho důvodu je vývoj člověka jeden z nejdělsích a nejsložitějších na zemi [1][7].

Při poškození některé části podílející se na zajištění posturální stability hrozí riziko pádu nebo v horším případě není člověk vůbec schopný vstát. Pro zjištění zhoršující se stability se používá mnoho různých testů. V minulosti byly testy založeny pouze na subjektivním pocitu lékaře a nebyly podloženy žádnými konkrétními údaji. S příchodem digitalizace a moderních přístrojů v 60. letech 20. století vznikl nový způsob hodnocení posturální stability nazývaný posturografie. Tento způsob využívá speciálních tlakových podložek a pásů propojených s počítačem, které umožní získat konkrétní data. Ty je možno následně zpracovat a vyhodnotit, nikoliv pouze subjektivně jak tomu bylo dříve, nýbrž i objektivně. Bohužel, sofistikované posturografické přístroje vyráběné v současnosti jsou velmi drahé a tím pádem obtížně dostupné. Jedním z možných řešení tohoto problému je nahrazení těchto přístrojů mnohem levnějšími variantami jako je například tlaková podložka Nintendo Wii Balance Board. Otázkou ovšem zůstává, jestli tato jednoduchá podložka bude schopna dostatečně nahradit mnohem složitější a sofistikovanější tlakové pásy. Z tohoto důvodu bude tato práce statisticky porovnávat výsledky získané z tlakového FDM pásu od firmy Zebris vůči výsledkům získaným pomocí Nintendo Wii Balance Board [8][9].

První část bakalářské práce je prostudování problematiky posturografie a zpracování literární rešerše na hodnocení posturální stability. Další část zahrnuje seznámení se s tlakovou podložkou Nintendo Wii Balance Board a FDM měřicího pásu od firmy Zebris. Následně se zpracuje protokol, podle kterého proběhne měření. Pro naměřená data se vytvoří v programovém prostředí Matlab aplikace, která umožní jejich zpracování a vyhodnocení. Cílem bakalářské práce je statisticky porovnat přístroje Nintendo Wii Balance Board a FDM měřicí pás od firmy Zebris a provést diskusi výsledků.

# 1 POSTURÁLNÍ STABILITA

V této kapitole je popsána postura (1.1), posturální stabilita (1.2), neurofyzilogické a biomechanické faktory (1.3) a posturografie (1.4).

## 1.1 Postura

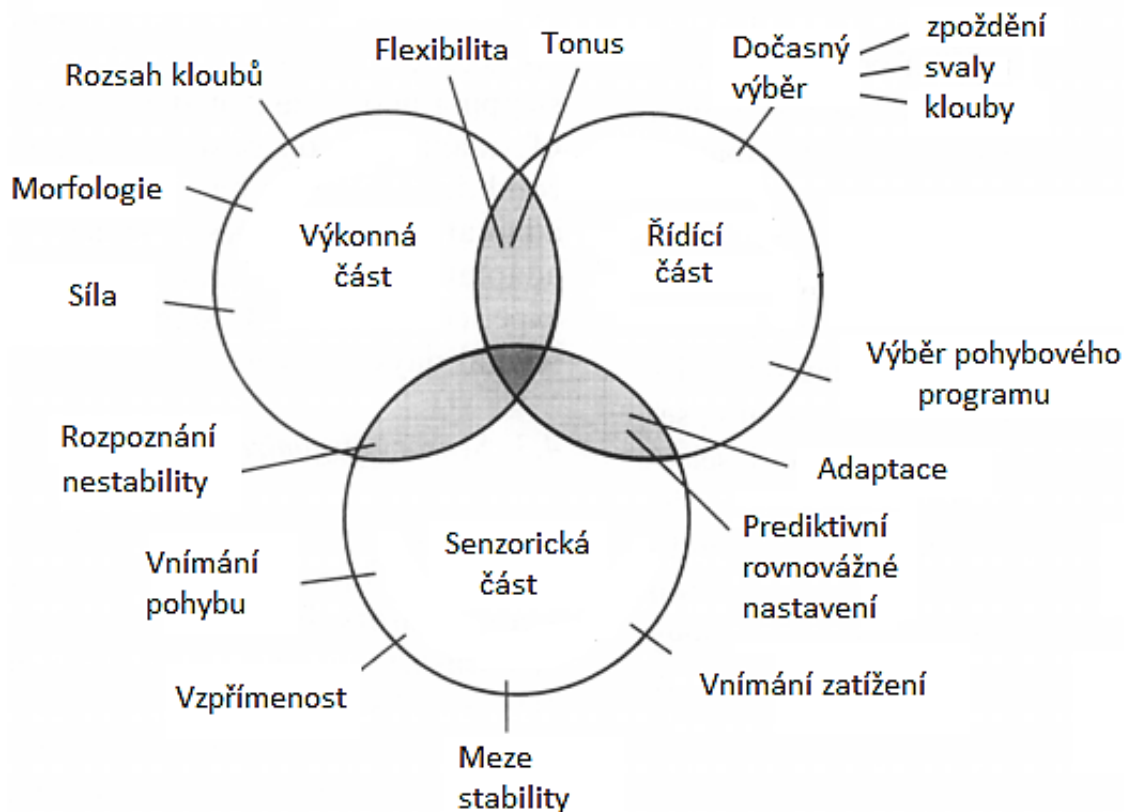
Termínem postura je označována aktivita zajišťující držení jednotlivých částí těla proti vlivu vnějších sil. Tato aktivita nezahrnuje pouze vzpřímený postoj na dvou nohách, jak se často chybně uvádí, ale je součástí každé polohy včetně polohy vleže. Správná postura vyžaduje zpevněný osový orgán (hlavu, trup a krk), což zajišťuje centrální nervová soustava (CNS), která zpracovává data zaznamenaná smysly a podle nichž řídí činnost svalů. Při definici postury se často cituje výrok R. Magnuse „*Posture follows movement like a shadow*“, který lze volně přeložit jako: Postura následuje pohyb stejně jako stín [1][2].

## 1.2 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost těla reagovat na změny vnějších sil a zajistit tak, aby nenastalo vychýlení projekce těžiště z opěrné báze, což by způsobilo nechtěný a nekoordinovaný pád. Udržení těla ve stabilní poloze umožňuje souhra senzorické, řídicí a výkonné složky. Tato souhra je znázorněná na Obr. 1.1. Základem senzorické složky je zrak, vestibulární systém a proprioreceptory. Řídicí složka zahrnuje mozek a míchu. Výkonná složka je pohybový aparát, kde základní funkci zajišťují svaly [1][3][6][15].

### 1.2.1 Senzorická část

Senzorická část posturální stability je zodpovědná za získávání informací o stavu vnějšího i vnitřního prostředí a jejich přenosu k řídicí složce. Skládá se z telereceptorů (zrak, sluch a čich), exteroceptorů (hmat a chuť), proprioreceptorů (svalová vřeténka, šlachová tělíska a kloubní receptory) a interoceptorů, které zaznamenávají vnitřní podněty. Z těchto receptorů přebírají informace senzorické systémy (somato-viscerální, zrakový, sluchový, vestibulární, chuťový a čichový). Z uvedených systémů je nejdůležitější vestibulární, který je doplňován ostatními, nejvíce však zrakovým. Vestibulární systém zaznamenává rotační pohyb hlavy pomocí tří polokruhovitých kanálků uložených v rovinách na sebe kolmých. Translační (posuvný) pohyb a gravitaci zaznamenávají vestibulární receptory utrikulum a sakulum [4][5].



Obr. 1.1: Jednotlivé prvky posturální stability, upraveno z [15]

### 1.2.2 Řídící část

Tato část posturální stability je zodpovědná za zpracování získaných podnětů, jejich vyhodnocení a vyslání odpovídajícího příkazu výkonné složce. Funkční aparát řídicí složky je CNS konkrétně tedy prodlouženou míchou, Varolovým mostem, středním mozkem, mozečkem, mezimozkem, bazálními ganglii, limbickým systémem a mozkovou kůrou. Úkolem řídicí složky však není pouze udržování stability, ale v krajní situaci i její vyhodnocení jako nestabilizovatelné. V takovém případě dojde k zahájení programu řízeného pádu [4].

### 1.2.3 Výkonná část

Výkonná část posturální stability je realizována pohybovým systémem. Výkonnou složkou pohybového systému jsou svaly, které dělíme na fázické a tónické. Fázické svaly se podílí na pohybu v prostoru, zatímco tónické svaly vyrovnávají vliv vnějších sil při statické poloze. Pasivní složka pohybového systému je reprezentovaná kostmi

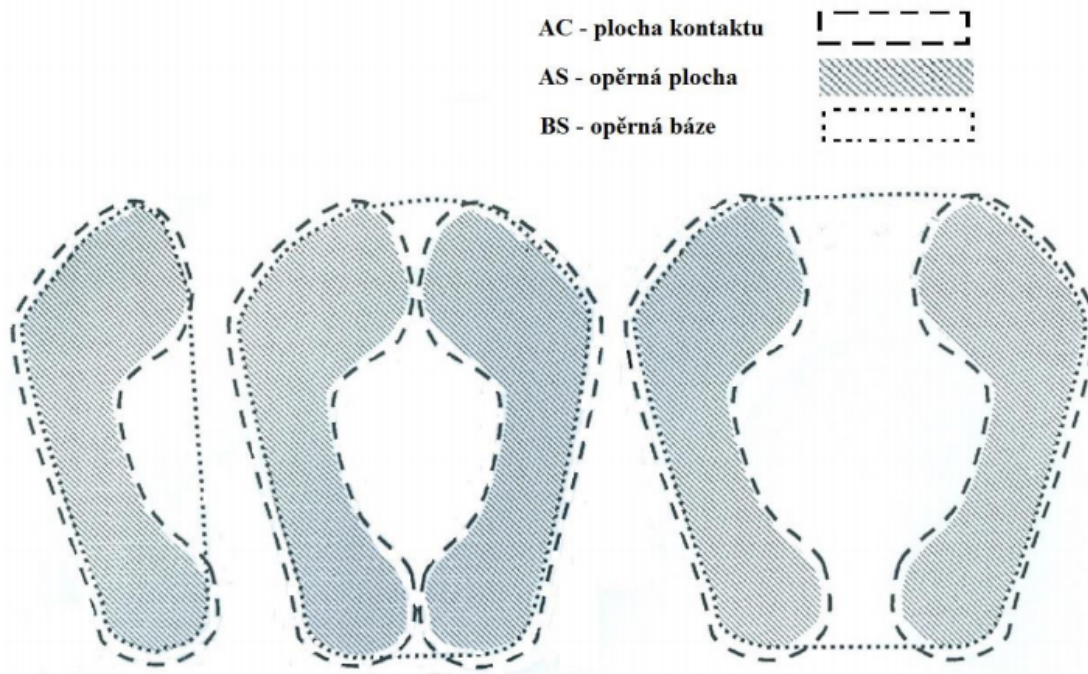
a klouby. Tyto dvě části nemohou pracovat samostatně, tudíž ani není možno hodnotit aktivní a pasivní část odděleně [4].

## 1.3 Biomechanické a neurofyzilogické faktory

Faktory posturální stability dělíme na biomechanické (1.3.1) a neurofyzilogické (1.3.2) [8].

### 1.3.1 Biochemické faktory

Do této kategorie řadíme fyzikální faktory, které přímo ovlivňují charakter zatížení. Základní biochemické faktory jsou velikost opěrné plochy, způsob kontaktu člověka s podložkou, hmotnost a vzdálenost těžiště od podložky. Na Obr. 1.2 je znázorněna změna opěrné báze vzniklá různou polohou chodidel. Šedé části zobrazují plochu kontaktu chodidla s podložkou, čerchovaná čára tuto oblast ohraničuje a tečkovaná čára obepíná opěrnou bázi. Opěrná báze je plocha, která je ohraničena nejodlehlejšími body kontaktu chodidla s podložkou. Čím jsou chodidla dále od sebe, tím je opěrná báze větší a zlepšuje se stabilita stoje [7].



Obr. 1.2: Opěrná báze stoje na jedné noze, stoje spojného a stoje širokého [13]

### 1.3.2 Neurofyziologické faktory

Neurofyziologické řízení zajišťuje společná vícesmyslová koordinace zrakových, proprioceptivních a vestibulárních senzorů. Jedno z nejrozšířenějších rozdělení procesů je na procesy psychické, definující excitabilitu, určující pohybové programy a zpětnovazebné [8].

Psychické procesy mají vliv na typ spuštěného programu. Psychický stav jedince má výrazný vliv na způsob držení těla. Například soustředění zlepšuje stabilitu, zatímco v psychicky náročných situacích, kdy je člověk extrémně soustředěný, je svalová tenze přemrštěná a stabilita se výrazně snižuje. Vliv mají i depresivní a exaltační stavy dané osoby.

Procesy určující excitabilitu lze rozdělit na dva základní stavy. Stav připravenosti a odpočinku.

Procesy určující pohybové programy jsou „přednastavené“ a odvíjí se od konkrétního postavení jedince a vnějších vlivů okolí.

Procesy zpětnovazebné se řídí pomocí aferentních nervových signálů dle aktuální informace z receptorů [8].

## 1.4 Posturografie

Všechny techniky sloužící k měření posturální stability se nazývají souhrnně posturografie (stabilometrie). Výstupem jsou jak kvalitativní, tak i kvantifikantní parametry. Posturografii se dále dělí na statickou a dynamickou. Při statické vyšetřování osoba stojí a nevykonává žádný pohyb. Při dynamické se naopak vyšetřovaná osoba pohybuje sama nebo se pohybuje podložka s pacientem. V případě pohybujícího se pacienta se může jednat o chůzi, či náročnější pohyby jako je otáčení či překonávání překážek. Ve druhém případě měřicí přístroj nutí vyšetřovanou osobu vykonávat pohyb, kterým se osoba snaží předejít pádu. Při dynamické posturografii se posuzuje především dobu, za jakou pacient zareaguje na danou výchylku [9][10].

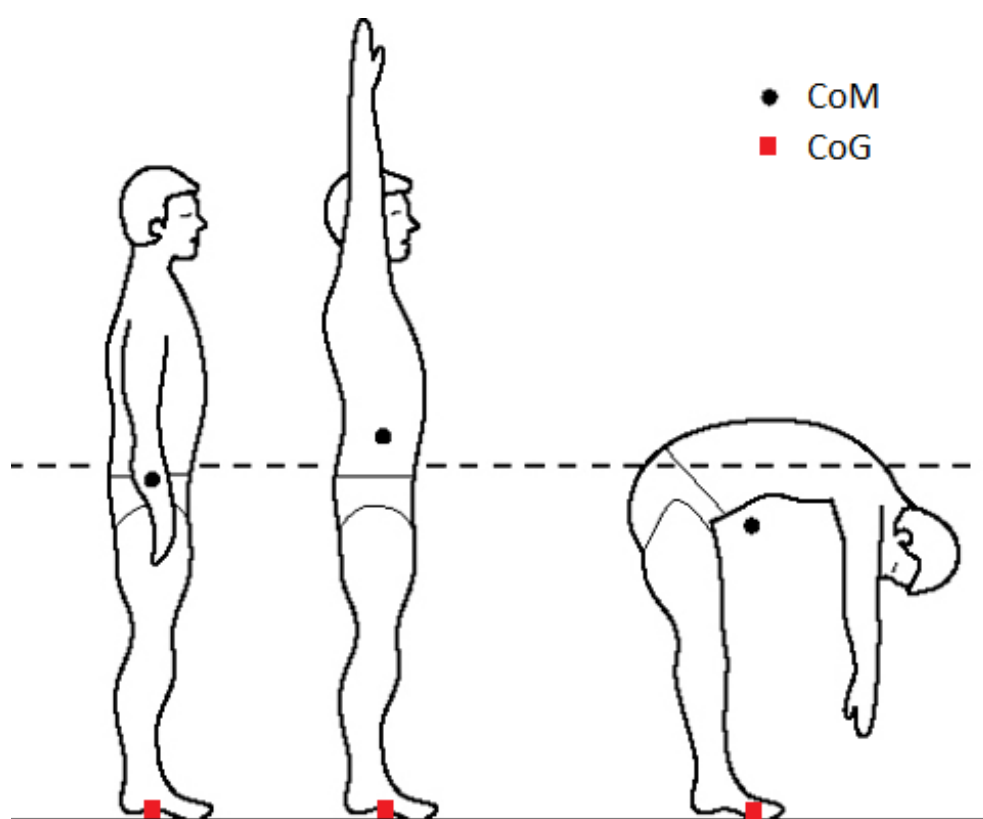
## 2 HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Kapitola hodnocení posturální stability se zabývá popisem parametrů (2.2) a metod měření (2.5). Pochopení těchto informací je nezbytně nutné pro správné pokračování bakalářské práce.

### 2.1 Základní body posturální stability

Centre of pressure (CoP) neboli působiště reakční síly je definováno jako působiště vektoru reakční síly podložky. Srozumitelněji ho lze definovat jako vážený průměr všech tlakových sil působících na opěrnou plochu. CoP je tedy jedna z nejdůležitějších veličin pro počítačové měření posturální stability [11][16].

Centre of mass (CoM) neboli těžiště je hypotetický bod, ve kterém je výsledný součet všech tíhových vektorů roven nule. U člověka je tento bod uložen poměrně vysoko v porovnání s ostatními savci, kteří k pohybu používají všechny čtyři končetiny [1].



Obr. 2.1: Znázornění posunu CoM a CoG při změně polohy [20].



Promítnutím CoM do opěrné báze získáme centre of gravity (CoG). Na Obr. 2.1 lze pozorovat změnu polohy CoM a CoP v závislosti na změně postoje. Z obrázku vyplývá, že změna polohy CoP je závislá pouze na horizontální změně postoje. Při vertikální změně postoje zůstává CoP na stejném místě. Základní podmínkou stability je, že CoG se musí neustále nacházet v opěrné bázi, ale nemusí se nacházet v ploše kontaktu [1].

Častou chybou je záměna CoP a CoG. Tyto dva parametry si odpovídají pouze u dokonale tuhého homogenního tělesa nebo v případě, kdy se osoba nachází ve stavu labilní rovnováhy. Tento rozdíl je nejlépe pozorovatelný na modelu obráceného kyvadla. Výchyly CoP bývají zpravidla větší než výchyly CoG [1][11][16].

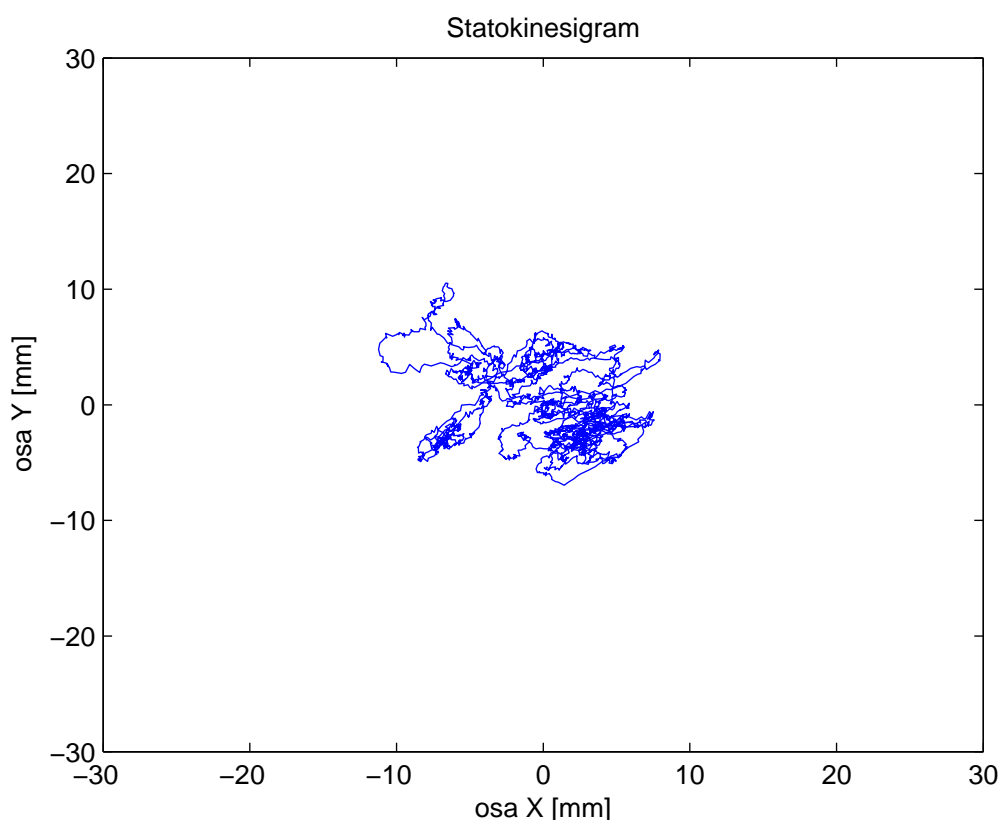
## 2.2 Parametry

Výchyly CoP znázorňuje vychýlení naší postury z rovnovážné polohy. Tento parametr zkoumáme v ose  $x$  *medio – laterální* směr (pravolevý) a ose  $y$  *antero – posteriorní* směr (předozadní). Základním parametrem je klasická výchyly, která se udává v milimetrech. Je to hodnota vychýlení v daném čase. Kontinuálním měřením a zaznamenáváním výchyly lze získat celkovou dráhu pohybu CoP. Často používaným parametrem je průměrná poloha předozadní a pravolevé polohy CoP. Dalším parametrem je rychlost výchyly (velocity) neboli rychlost pohybu CoP udávaná v milimetrech za sekundu. U rychlosti pohybu CoP lze hodnotit několik variant, například průměrnou, maximální a střední hodnotu rychlosti. Pomocí rychlosti se hodnotí, jak rychle je schopen posturální systém reagovat na odklon ze stabilní polohy. Plocha výchyly se hodnotí pomocí elipsy, která obepíná jednotlivé polohy CoP. Tato elipsa se nazývá konfidenční elipsa. Pro hodnocení se nejčastěji používá 95% konfidenční elipsa, což je oblast, ve které se s 95% pravděpodobností vyskytují všechny správné hodnoty. Root mean square (RMS, efektivní hodnota) umožňuje výpočtem zjistit efektivní hodnotu polohy CoP. Tato hodnota není na rozdíl od plochy výchyly zbytečně zkreslená náhodnými maximálními a minimálními výkyvy. Dalším sledovaným parametrem může být frekvence pohybu CoP, která nám udává, s jakou frekvencí se mění dráha pohybu CoP [1][11][12][14][17][21].

U tlakových pásů, které jsou složeny z matice senzorů, zaznamenává tlak každý senzor zvlášť. Tím pádem je možné získat další parametry, které se nevztahují jenom k výchyly CoP. Rotace nohy je parametr, který udává úhel mezi podélnou osou nohy a linií chůze. Šířka kroku udává vzdálenost mezi dráhou pravé a levé nohy. Fáze kontaktu je čas, kdy se dané chodidlo během jednoho kroku dotýká podložky. Doba od iniciálního kontaktu jedné nohy do zvednutí nohy druhé. Dále se může určovat frekvenci a rychlost kroků [11].

## 2.3 Statokinesigram

Statokinesigram je graf, který znázorňuje celou dráhu pohybu CoP viz Obr. 2.2. Pro názornou reprezentaci dat je statokinesigram velmi užitečný. Může se zde snadno vyčíst spoustu prostorových informací o CoP, například maximální výchylku a trajektorii. Nevýhodou je, že zobrazuje pouze prostorovou a nikoliv časovou informaci.



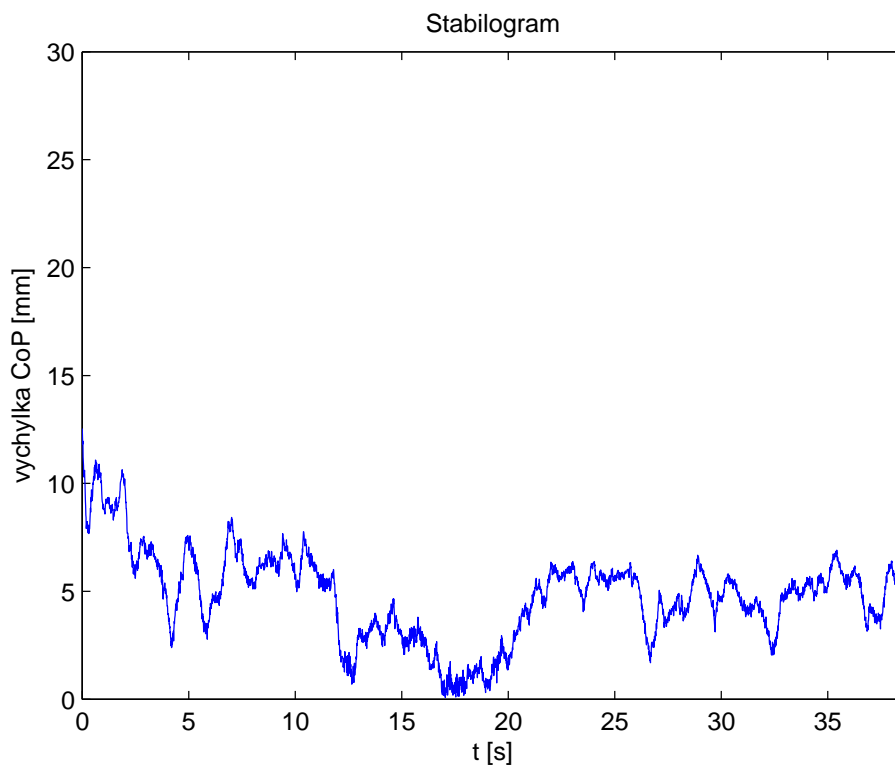
Obr. 2.2: Statokinesigram

## 2.4 Stabilogram

Graf, který znázorňuje časovou složku pohybu bodu, se nazývá stabilogram (Obr. 2.3). Nevýhodou stabilogramu je, že udává pouze hodnotu výchylky v daném čase, ale již nikoliv informaci o trajektorii.

## 2.5 Metody měření

Metody hodnocení posturální stability se rozdělují do dvou základních skupin: vizuální a počítačové hodnocení. Dále se budeme zabývat pouze počítačovou posturogra-



Obr. 2.3: Stabilogram

fií (Computer posturography, CPT). Tato metoda využívá tlakové podložky a pásy, které zaznamenávají pomocí senzorů tlak chodidla. Výstupem mohou být jak data, tak grafický výstup, kde se na rozdíl od vizuálního hodnocení hodnotí konkrétní výsledky [9].

### 2.5.1 Rombergův test

Rombergův test je jeden z prvních posturálních testů. Postura se testuje ve třech modifikacích postoje. Nejdříve se hodnotí první Rombergův postoj, kdy pacient stojí zcela spontánně a s otevřenýma očima. Druhý Rombergův postoj již vyžaduje stoj spatný, kde se výrazně sníží plocha opěrné báze. Poslední ztížení Rombergova testu spočívá v zavření očí, kdy se přestane na posturální stabilitě podílet zrakový vjem a informace proudí pouze z vestibulárního ústrojí a proprioreceptorů [7].

### 2.5.2 Flamingo test

Flamingo test neboli test stoje na jedné noze (Obr.2.4) převzal název od plameňáka, kterého lze často vidět stát na jedné noze. Test se provádí ve více modalitách. Klasický stoj na jedné noze, přičemž není požadovaná žádná speciální poloha ostatních

končetin. Stoj, kdy je druhá noha pokrčená a stejnostrannou rukou si držíme nárt. Všechny varianty se mohou provádět s otevřenýma i zavřenýma očima.



Obr. 2.4: Stoj na jedné noze

### 3 MĚŘÍCÍ SYSTÉMY

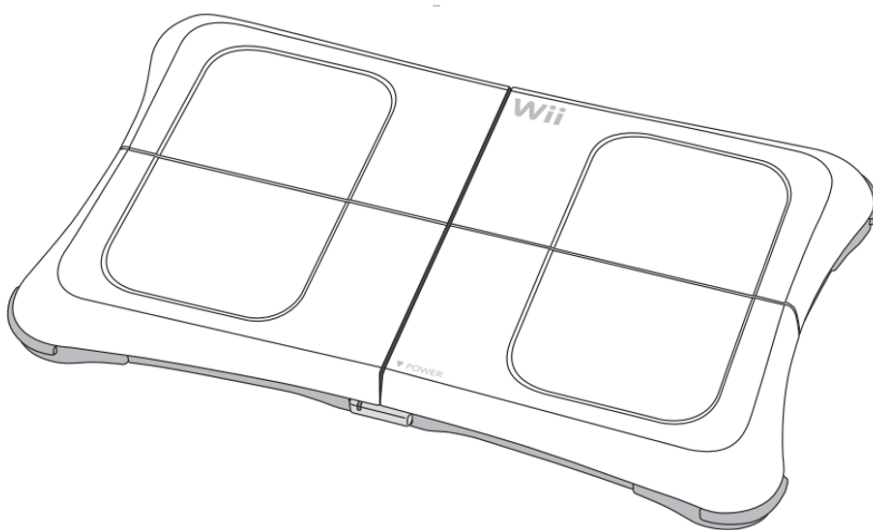
Tato kapitola se věnuje popisu Tlakové podložky Nintendo Wii Balance board (3.1) a tlakového pásu FDM od firmy Zebris (3.2). Stručně je zde popsán jejich hardware a způsob používání.

#### 3.1 Wii Balance Board

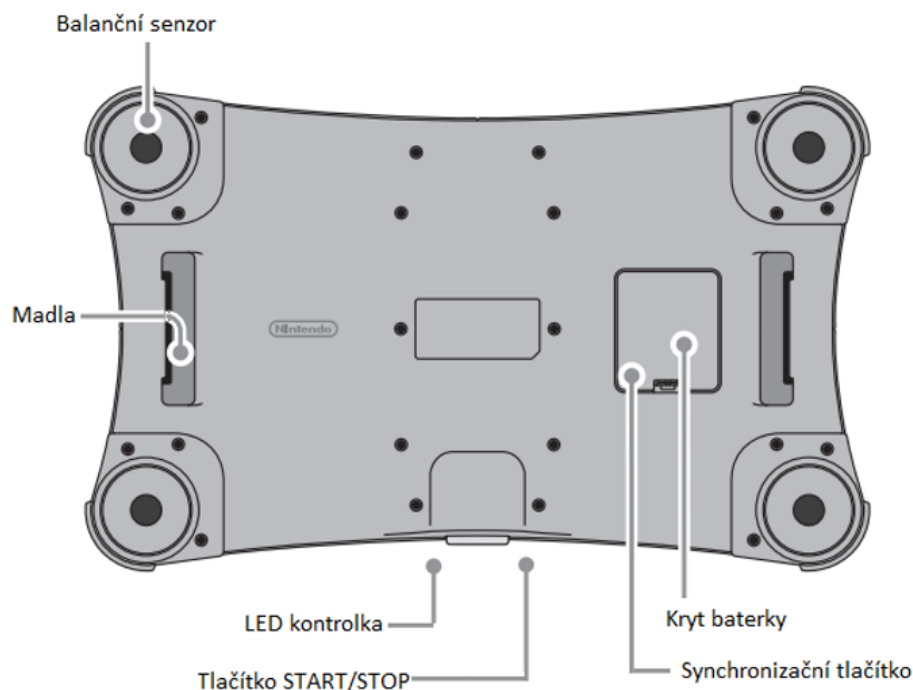
Nintendo Wii Balance Board (Obr. 3.1) je tlaková podložka vyvinutá firmou Nintendo v roce 2007. Podložka primárně slouží na hraní her, k tomuto účelu se musí nejprve pomocí konzole Nintendo připojit k televizi. Hry se ovládají pomocí přesouvaní CoP. Ovšem díky její dobré dostupnosti, kvalitě a přesnosti měření může být používána i k měření posturální stability a hmotnosti [18].

Tlaková podložka se skládá ze čtyř váhových senzorů, došlapové plochy, tlačítka START/STOP, LED kontrolky, madel, synchronizačního tlačítka a krytu baterky (Obr. 3.2). Váhové senzory jsou umístěné v rozích podložky. Řídící a výpočetní jednotka obsahuje jednoduchý osmibytový hardwar. Na došlapové ploše se nachází kříž, který nám pomáhá správně umístit chodidla na podložku. Podložka je napájena pomocí čtyř AA baterií [18].

Pro získání dat z podložky se použil program TelMed, který vytvořilo České vysoké učení technické v Praze ve spolupráci s Vysokým učením technickým v Brně. Tento software kromě měření posturální stability umožňuje také měřit elektrickou aktivitu srdce, glykémii, saturaci kyslíku v arteriální krvi a krevní tlak. Výstupní data měření posturální stability jsou ve formě textového dokumentu (.txt).



Obr. 3.1: Vrchní strana Nintendo Wii Balance Board [18]



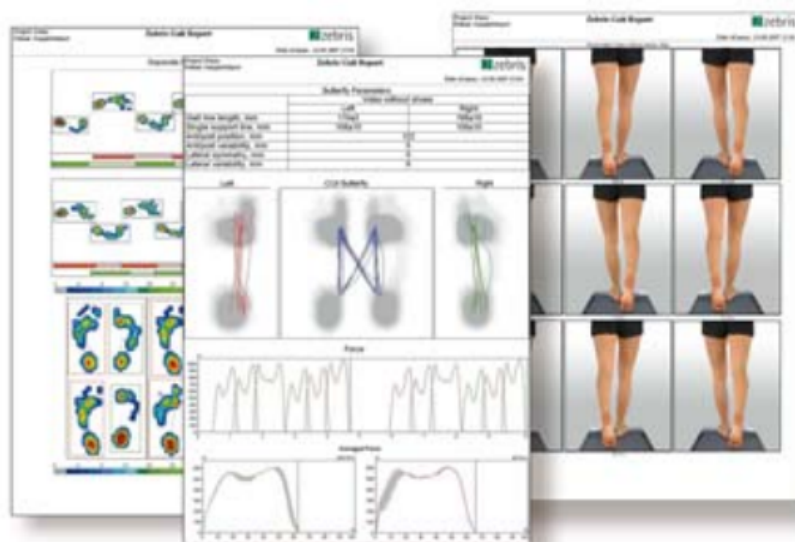
Obr. 3.2: Spodní strana Nintendo Wii Balance Board s popisem [18]

## 3.2 Zebris

Tento tlakový pás (Obr. 3.3) je elektronické zařízení sloužící k měření prostorových a časových parametrů chůze. Pás je možné používat pro měření dynamické i statické posturografie. Měření probíhá v reálném čase a ihned se promítá na obrazovce počítače, s kterým je spojen pomocí USB konektoru. Samotný pás se skládá z matice kapacitních silových senzorů, které se automaticky před každým měřením kalibrují. Rozměr pásu je 212,2 x 60,5 cm a výška 2,5 cm z čehož senzory zaujímají 203.2 x 54.2 cm. Pás obsahuje 15 360 senzorů. Senzor zaujímá plochu  $0,85\text{cm}^2$  a je schopný snímat tlak v rozmezí 0,5 až 60 N. Maximální vzorkovací frekvence je 200 Hz. Spolu s pásem je možné používat kamery a EMG senzory. Tato přídatná zařízení pomáhají získat další data užitečná pro vyhodnocování měření. Do počítače je nutné nainstalovat program WinFDM (Obr 3.4), který umožňuje získat a analyzovat naměřená data. Systém je schopný zobrazit data naměřená každým senzorem zvlášť a tím umožní určit anatomicky-fyziologické odchylky postoje a odrazu [19].



Obr. 3.3: Tlakový pás od firmy Zebris [19]



Obr. 3.4: Protokoly výsledků vytvořené softwarem WinFDM [19]

## 4 PROTOKOL MĚŘENÍ

Měření bude prováděno na zdravých subjektech obou pohlaví ve věku 20 až 22 let. Každému subjektu bude umožněno prostudovat protokol měření, který je obsažen v příloze této bakalářské práce (příloha C), bude obeznámen s průběhem měření a podepíše informovaný souhlas (příloha B). První část měření bude probíhat pomocí tlakové podložky Nintendo Wii Balance Board (3.1) a druhá pomocí tlakového pásu FDM od firmy Zebris (3.2).

Nejdříve se pozorovaná osoba postaví tak, aby měla CoP co nejblíže středu podložky. Ve vzdálenosti 2 metry od měřené osoby je na zdi umístěná černá kruhová značka o poloměru 1,5 cm, kterou bude proband neustále pozorovat. Toto opatření zabrání nepřesnostem měření zapříčiněných pohybem hlavy potažmo celého těla. Obrazovka zobrazující naměřená data musí být umístěna tak, aby pozorovaná osoba nemohla pozorovat výsledky a tím ovlivňovat svůj postoj. Záznam dat bude u prvních tří měření probíhat vždy 40 sekund. Při prvním měření pozorovaná osoba stojí co nejpřirozeněji. Nohy má rozkročené zhruba na šířku ramen. V dalším měření stojí měřená osoba snožmo. Třetí měření proběhne při stejném postoji, ovšem se zavřenýma očima. Tím se vyřadí zraková část posturální stability a bude složitější udržet stabilní postoj. Poslední měření je 20 sekundový stoj na dominantní noze (flamengo test). Stejný postup se zopakuje s tlakovým pásem. Po naměření těchto dat se celý postup zopakuje ještě jednou. Opakováním zajistíme vyloučení náhodných nechtěných extrémů, které by mohly zásadně ovlivnit vyhodnocení. Od všech probandů jsme získali informace o hmotnosti, výšce, věku a případných zdravotních problémech ovlivňujících posturální stabilitu. Tyto informace jsou nezbytně nutné, aby se data mohla standardizovat a správně vyhodnotit.



## 5 NAMĚŘENÁ DATA PROBANDŮ

Údaje o pohlaví, výšce, velikosti nohou, věku a váze, které se při měření získali od probandů jsou zaznamenány v Tab. 5.1. Měření se zúčastnilo 8 mužů a 3 ženy ve věku 20 až 21 let. Nejmenší dobrovolník měřil 160 cm a vážil 55 kg. Nejhmotnější dobrovolník měl 100 kg a nejvyšší 183 cm. Tato data budou zohledněna při vyhodnocování výsledků. V Tab. 5.2 se nacházejí údaje charakterizující postavení nohou při širokém stoji. Vzdálenost pat se pohybovala mezi 136 až 318 mm. Vzdálenost palců byla v rozmezí od 166 do 400 mm. Minimální úhel, který svírají chodidla ( $0^\circ$ ) měl proband č.4 a maximální proband č.10 ( $19,6^\circ$ ). Postavení nohou může mít zásadní vliv na výslednou stabilitu postoje.

Tab. 5.1: Údaje získané od probandů

ID	Pohlaví	Výška [cm]	Velikost nohou [mm]	Věk [rok]	Váha [kg]
1	m	179	290	21	90
2	f	160	230	21	55
3	f	162	230	20	58
4	m	183	260	22	83
5	m	180	280	22	95
6	m	171	260	21	88
7	m	174	270	22	73
8	m	180	280	21	78
9	f	164	240	22	59
10	m	182	270	22	78
11	m	181	270	22	100

Protokol výsledků vytvořený programem WinFDM (Obr. D.1) se skládá z průměrného stoje, naměřených parametrů a rozložení síly. Průměrný stoj je zde zobrazen jako obrázek tlaku chodidel, kde je síla tlaku v jednotlivých částech chodidel znázorněna škálou barev. Každý stupeň barvy odpovídá určité hodnotě tlaku ( $N/cm^2$ ). Parametrů je zde celkem osm. Základní parametry jsou doba záznamu ( $s$ ), konfidenční elipsa ( $mm^2$ ), délka posunu CoP ( $mm$ ) a průměrná rychlost CoP ( $mm/sec$ ). Rozložení síly je zobrazeno ve čtyřech grafech, kde každý znázorňuje jednu část chodidla. Na ose  $x$  se nachází čas a na ose  $y$  celkový tlak dané části.

Tab. 5.2: Poloha chodidel při širokém stoji

ID	Vzdálenost pat [mm]	Vzdálenost palců [mm]	Úhel chodidel [°]
1	136	213	17,0
2	193	212	5,4
3	189	166	-6,6
4	180	180	0,0
5	205	268	14,4
6	247	280	8,2
7	166	245	19,0
8	235	280	10,4
9	212	212	0,0
10	318	400	19,6
11	224	265	9,8

## 6 NAČTENÍ DAT

Prvním krokem pro zpracování dat je jejich převedení do formy, kterou lze programově zpracovat. Toto načtení je pro každou podložku rozdílné.

### 6.1 Wii Balance Board

Surová data z tlakové podložky Wii Balance Board jsou ve dvou souborech formátu *.xlsx*. První soubor obsahuje sloupec, který udává hodnotu vychýlení CoP v *medio-laterální* rovině, a druhý soubor v *antero-posteriorní* rovině. Tato data se převedla do souboru excel, kde v prvním sloupci je výchylka v *medio-laterální* rovině a v druhém výchylka v *antero-posteriorní* rovině. Každý proband má svůj soubor, kde je v každém listu uloženo jedno měření. Tato data se načítají pomocí příkazu `xlsread('nazev souboru.xlsx', číslolistu)`. Tento příkaz vytvoří proměnou obsahující dva sloupce surových dat.

### 6.2 Zebris

Způsob načtení dat z tlakového pásu od firmy Zebris je oproti podložce Wii odlišný. Surová data jsou v textovém souboru, který obsahuje jednotlivé matice hodnot tlaku na daný senzor, které se s časem mění viz příloha E.1. Data se načítají jako jeden řádek pomocí příkazu `fread()`. Z této proměnné se získají jednotlivé matice. Pro získání jednotlivých matic jsou použity příkazy pro odstranění počátečních a koncových mezer (`strtrim()`), nahrazení mezer čárkami (`strrep()`) a nahrazení tabulátorů středníky (`regexprep()`) pro ukončení řádků. Na závěr je nutné převést textový řetězec na numerické hodnoty (`str2num()`) a uložit matice do cell struktury.

## 7 OPTIMALIZACE DAT

V této kapitole je vysvětleno jakým způsobem jsou získaná data optimalizovaná, aby je bylo možné správně vyhodnotit.

### 7.1 Wii Balance Board

Data z podložky Wii pro účely bakalářské práce již není potřeba upravovat a lze je použít tak, jak se načetli.

### 7.2 Zebris

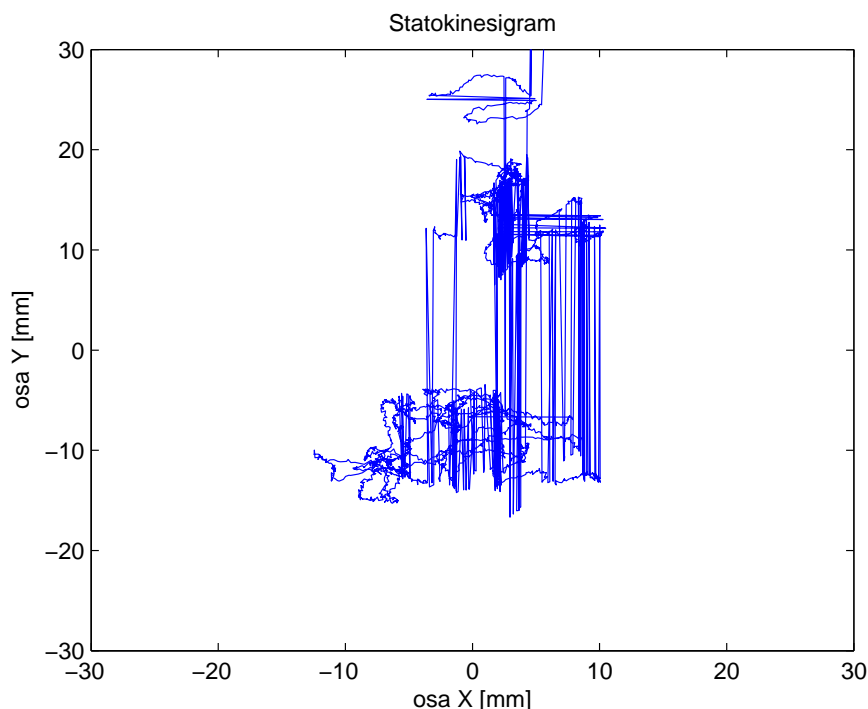
U pásu Zebris je nutné pro každou matici vypočítat vážený střed matice. Nejdříve se vytvoří dvě stejně velké matice, jako je matice u které chceme vypočítat střed a na jednotlivé pozice se dosadí čísla řádků u první a čísla sloupců u druhé. Tyto matice se vynásobí s maticí původní a výsledek se vydělí sumou původní matice viz Obr 7.1. Výsledek je pozici v *medio-laterální* a *antero-posteriorní* rovině, které se formátem shodují s daty z podložky Wii. Tato podložka bohužel neposkytuje hodnoty z celého koberce, ale pouze oříznuté matice, které nesou informaci. Jelikož měřená osoba neustále vykonává pohyb a přesouvá váhu různými směry, oříznutí matice není vždy stejné. Tento nedostatek je nutno kompenzovat vycentrováním matic. Nevycentrovaná matice je zobrazená na Obr.7.2.

```
[rc, cc] = ndgrid(1:size(b{1,1},1), 1:size(b{1,1},2));  
Mt = sum(b{1,1}(:));  
osa_y(1) = sum(b{1,1}(:) .* rc(:)) / Mt;  
osa_x(1) = sum(b{1,1}(:) .* cc(:)) / Mt;
```

Obr. 7.1: Výpočet váženého středu matice

#### 7.2.1 Upravení původních matic

První metoda kompenzace spočívá v přidání nulových řádků a sloupců do původní matice. Pomocí podmínky se určuje, zda se střed aktuální matice liší o víc jak půl senzoru vůči matici předešlé. Když tato podmínka nastane, přidá se první řádek nebo sloupec nul. Střed matice se přepočítá a dosadí do proměnné osa. Tato podmínka může proběhnout až pětkrát, pro změnu oříznutí původní matice až o pět senzorů. Tato metoda ve většině případů funguje správně. Ovšem u pár výjimek



Obr. 7.2: Pohyb CoP bez vycentrování matic

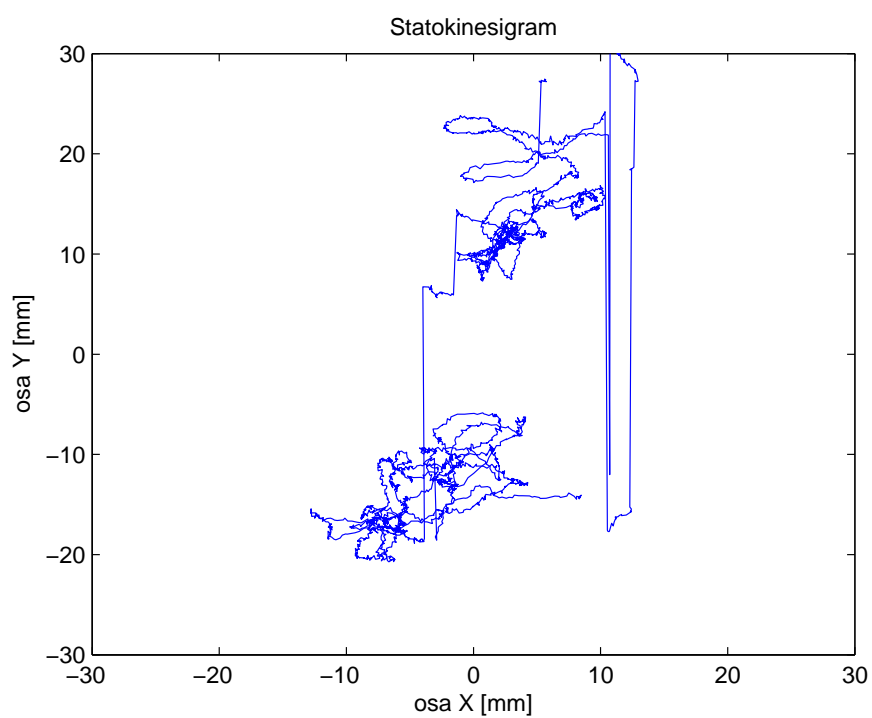
zůstane jedna až tři skupiny matice neposunuté viz Obr.7.3. Tento nedostatek má za následek nepřesnost ve výsledných datech.

### 7.2.2 Upravení vypočteného vektoru

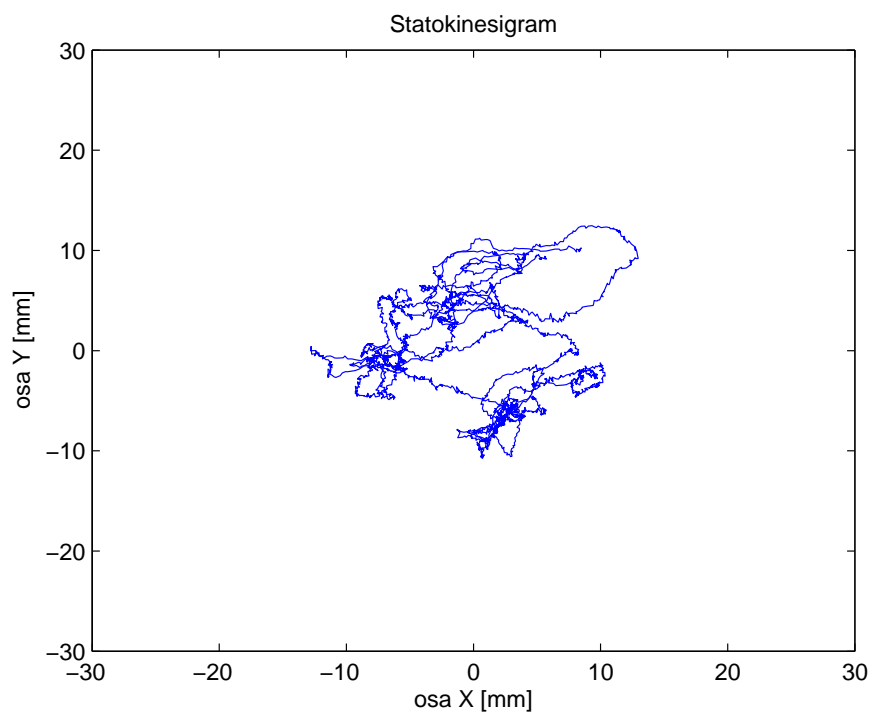
Další metoda kompenzace nepřidává již nulové řádky, ale řeší posuny přímo ve vypočítaných výchylkách CoP. Když se hodnota  $osy(i-1) - osy(i)$  liší o více než 0,7 přičte (popřípadě odečte) se posun o 1 senzor. Finálně upravený pohyb CoP lze vidět na Obr.7.4.

### 7.2.3 Upravení původních matic a následné upravení vypočteného vektoru

Jako další způsob upravení dat byla použita kombinace obou předchozích metod. Nejdříve se upravily původní matice přidáním nulových řádků a sloupců, finální upravení proběhlo jako v druhé metodě. Tímto způsobem již nevzniklo pozorovatelné zlepšení oproti předchozí metodě.



Obr. 7.3: Pohyb CoP po upravení matic



Obr. 7.4: Pohyb CoP po finálním upravení

## 8 VÝPOČET DÉLKY A PRŮMĚRNÉ RYCHLOSTI POHYBU COP

Jedním ze základních parametrů pro posuzování posturální stability je délka pohybu CoP. Tento parametr se počítá pomocí Eukleidovské vzdálenosti, viz vzorec 8.1.

$$vzdálenost(\vec{x}, \vec{y}) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2} \quad (8.1)$$

Kde  $x_i$  je hodnota na ose  $x$  a  $y_i$  hodnota na ose  $y$ .

Pro dosažení optimální vzdálenosti je nutné nejprve odstranit šum. Šum se nejlépe odstraní mediánovým filtrem o délce okna 19 vzorku, viz rovnice 8.2. Při vzorkovací frekvenci 92Hz délka okna odpovídá přibližně 20 ms. V případě, že bychom nepoužili mediánový filtr, vzdálenost pohybu CoP bude mnohem větší než jaká je realita.

$$osa\ x = medfilt1(osa\ x, 19) \quad (8.2)$$

Kde  $osa\ x$  je vektor hodnot osy  $x$  a  $medfilt1$  je originální funkce programu Matlab [24].

Výpočet průměrné rychlosti pohybu CoM se vypočítá ze vzorce 8.3.

$$Rychlost\ pohybu\ CoP = \frac{Délka\ pohybu\ CoP}{Doba\ trvání\ záznamu} \quad (8.3)$$

Jako doplňující parametry pro posouzení posturální stability se používá průměrná výchylka v *medio-laterální* rovině, *antero-posteriorní* rovině a průměrnou výchylku CoP. Průměrná výchylka v *medio-laterální* rovině se vypočítá odečtením každého *medio-laterální* roviny od průměrné výchylky v *medio-laterální* rovině (8.4) a z této hodnoty pomocí funkce *mean()* se získá výsledná výchylka (8.5). Stejným postupem se vypočítá i průměrná výchylka v *antero-posteriorní* rovině.

$$nulova\ vychylka\ x = (osa\ x - prum\ x) \quad (8.4)$$

$$Prumerna\ vychylka\ x\ abs = mean(abs(nulova\ vychylka\ x)) \quad (8.5)$$

Kde *prum x* je průměrná hodnota osy  $x$ .

Průměrnou výchylku CoP (8.6) vypočítáme pomocí euklidovské vzdálenosti z nulové výchylky v *medio – laterální* a *antero – posteriorní* rovině.

$$Prumerna vychylka CoP = mean(sqrt((nulova vychylka x)^2 + (nulova vychylka y)^2));$$

(8.6)



## 9 VYTVOŘENÍ KONFIDENČNÍ ELIPSY

Konfidenční elipsa je oblast, ve které se s 95% pravděpodobností vyskytují všechny nechybové hodnoty. Pro její výpočet je nutné zjistit kovarianci hodnot výchylek *medio – laterálních* a *antero – posteriorních*. Z těchto hodnot se zjistí pomocí příkazu *eig()* jeho vlastní vektor a vlastní hodnota. Následně se určí, o jaký úhel bude elipsa natočená vůči vodorovné ose (9.1). Zjistí se střed elipsy pomocí funkce *mean(data)*. Dále se vypočítá standardní odchylka (9.2). Ze standardních odchylek se získají délky poloos konfidenční elipsy vynásobením dvěma. Pro vykreslení elipsy do grafu je nutné nadefinovat tvar elipsy (9.3) [23].

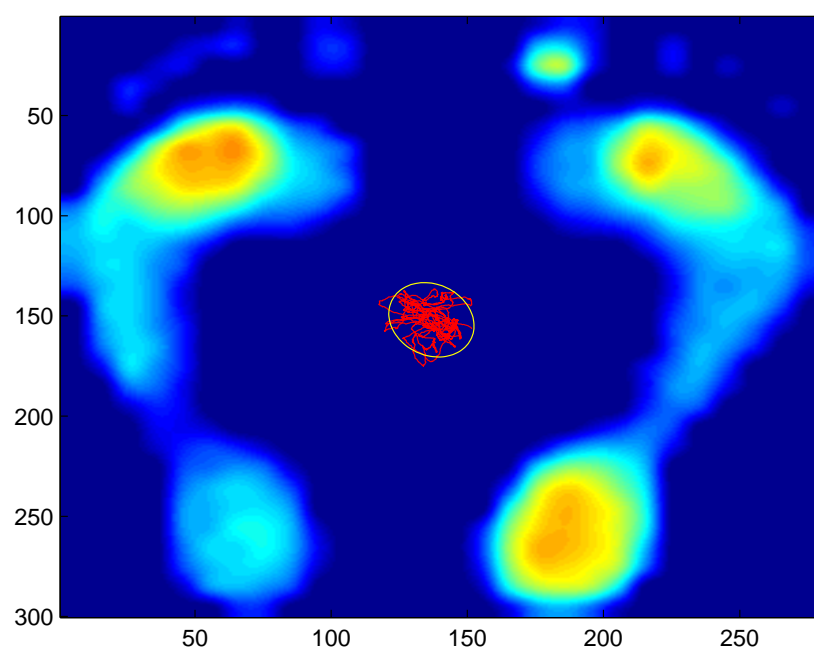
$$uhel = atan2(nejvetsi\ vlast\ vek(2), nejvetsi\ vlast\ vek(1)); \quad (9.1)$$

$$\begin{aligned} a &= chi\ kvadrat * sqrt(nejvetsi\ vlast\ cislo) \\ c &= chi\ kvadrat * sqrt(nejmensi\ vlast\ cislo) \end{aligned} \quad (9.2)$$

Kde *chi kvadrat* = 2,4477 což je hodnota druhé odmocniny stupně volnosti 95% konfidenční elipsy.

$$\begin{aligned} sinusoida &= linspace(0, pi * 2); \\ elipsa\ x &= a * cos(sinusoida); \\ elipsa\ y &= c * sin(sinusoida); \\ R &= [cos(uhel)sin(uhel); -sin(uhel)cos(uhel)]; \\ elipsa &= [elipsa\ x; elipsa\ y]' * R; \end{aligned} \quad (9.3)$$

Kde *sinusoida* vytvoří vektor čísel potřebný pro vytvoření sinusoidy, *elipsa x* a *elipsa y* vytvoří sinusoidu, *R* určí konstantu o kterou bude natočena konfidenční elipsa, a *elipsa* nadefinuje tvar elipsy a natočí ji o úhel *R*.



Obr. 9.1: Průměrný tlak stoje s vykreslenou 95% konfidenční elipsou

## 10 ZHODNCENÍ KVALITY PROGRAMU

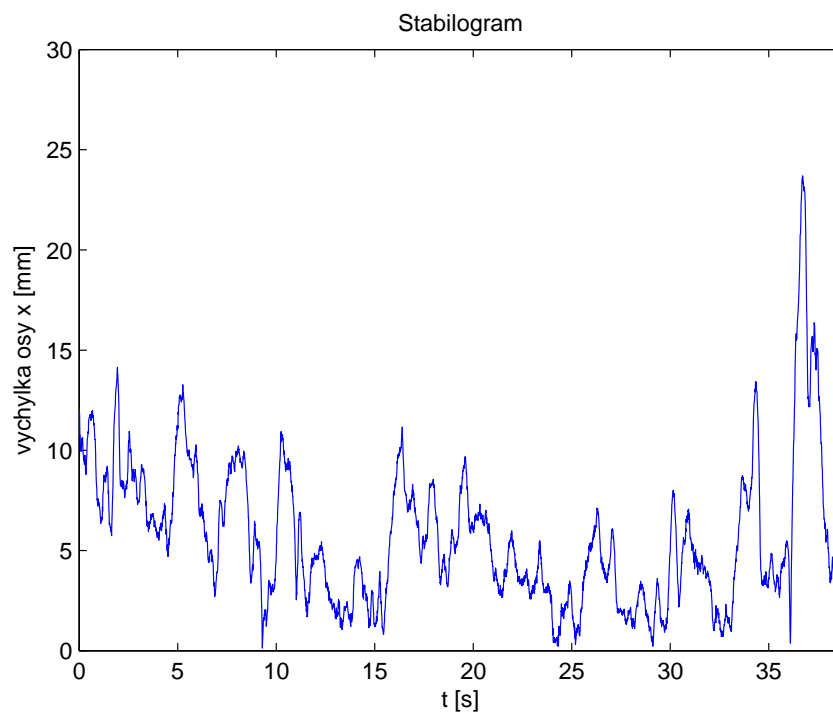
Pro kontrolu správného fungování programu vytvořeného v programovacím prostředí Matlab se porovnají výsledky získané z tohoto programu s výsledky získanými z programu WinFDM. Program WinFDM je originální software dodávaný s měřicím pásem firmy Zebris. Výrobce bohužel neposkytuje žádné informace o způsobu získání výsledků, tudíž porovnání probíhá pouze pomocí finálních hodnot.

### 10.1 Délka a průměrná rychlost pohybu CoP

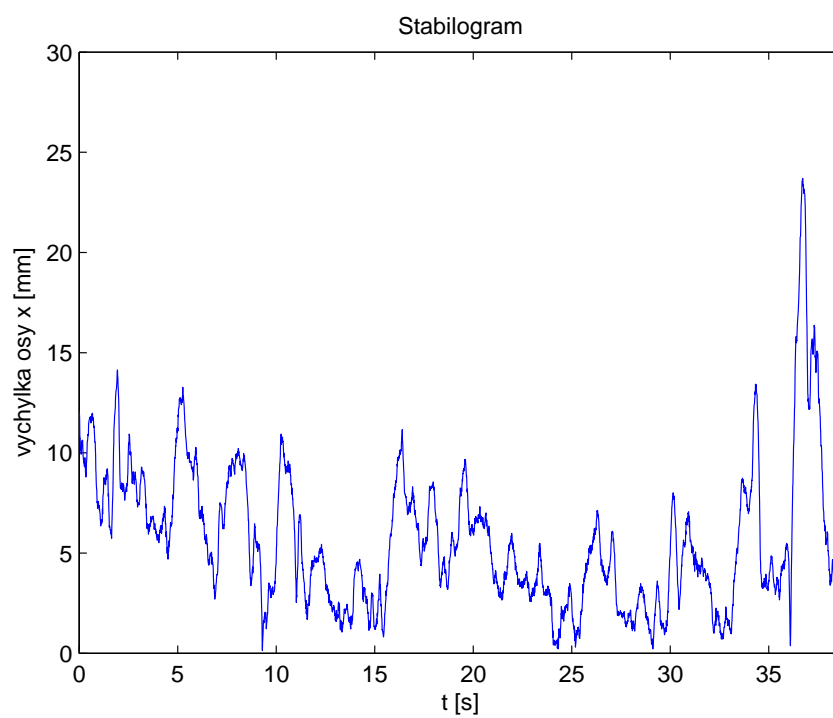
Signál ze snímání pohybu CoP je jako signál z každé složitější měřicí soustavy zkreslen nežádoucím šumem (Obr. 10.1). Z tohoto důvodu jsou výsledná data nepřesná. Aby se toto zkreslení co nejvíce eliminovalo, používají se různé filtry. Pro tento účel se jeví jako vhodný kompenzační prostředek mediánový filtr. Pro dosažení správné úrovně potlačení šumu je velmi důležité zvolit správnou délku mediánového okna. Bylo vyzkoušeno více variant mediánového okna viz Tab 10.1. Jako nejvhodnější se jeví mediánové okno s délkou 19 (Obr. 10.2). Tato délka odpovídá přibližně 20 ms záznamu. V Tab.10.2 (stoj snožmo s otevřenýma očima) a Tab.10.3 (stoj na jedné noze) si lze všimnout, že pomocí mediánového filtru se nepodařilo získat naprosto stejná data jako vypočítal originální program WinFDM. Rozdíl získaných hodnot pro průměrnou rychlost pohybu CoP je úměrný rozdílům délek pohybu, jelikož se získává ze stejných dat. Tato nepřesnost je s největší pravděpodobností způsobena použitím jiné metody pro odstranění šumu.

Tab. 10.1: Délky pohybu CoP probanda č.4 pro různé velikosti mediánového okna

Podložka	Velikost okna	Široký [mm]	Snožmo [mm]	Na jedné noze [mm]
Wii	0	433,4	718,4	693,7
Wii	5	262,6	460,4	628,2
Wii	19	160,9	348,3	519,1
Wii	25	139,2	331,3	484,7
Zebris	0	1118,3	738,6	628,8
Zebris	5	358,8	392,4	576,8
Zebris	19	183,4	300,4	457,1
Zebris	25	161,5	285,1	415,6
Ze. Orig.	—	107,0	242,0	497,0



Obr. 10.1: Stabilogram bez použití mediánového filtru



Obr. 10.2: Stabilogram s použitím mediánového filtru

Tab. 10.2: Stoj snožmo s otevřenýma očima

Délka pohybu CoP	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	s11
Orig. [mm]	471	278	385	277	465	362	513	355	366	360	498
Zebris [mm]	414	209	329	209	404	295	466	293	308	295	451
Rozdíl [mm]	57	69	56	68	61	67	47	62	58	65	47
Rozníl [%]	14	33	17	33	15	23	10	21	19	22	10

Tab. 10.3: Stoj na jedné noze

Délka pohybu CoP	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	s11
Orig. [mm]	511	446	276	348	427	425	638	339	404	472	681
Zebris [mm]	583	567	273	355	451	559	754	341	437	510	837
Rozdíl [mm]	-72	-121	3	-7	-24	-134	-116	-2	-33	-38	-156
Rozníl [%]	-12	-21	1	-2	-5	-24	-15	-1	-8	-7	-19

## 10.2 Konfidenční elipsa

Pro účely konfidenční elipsy není nutné šum odstraňovat, jelikož sama elipsa již chybové body sama potlačuje. Základní parametry popisující elipsu jsou obsah, délka hlavní poloosy a délka vedlejší poloosy. Z Tab.10.4, která udává obsah elipsy v  $mm^2$ , je zřejmé, že výsledky se shodují téměř stoprocentně. Získané rozdíly velikosti hlavních a vedlejších poloos se také shodují.

Tab. 10.4: Porovnání obsahů konfidenčních elips u stoje snožmo

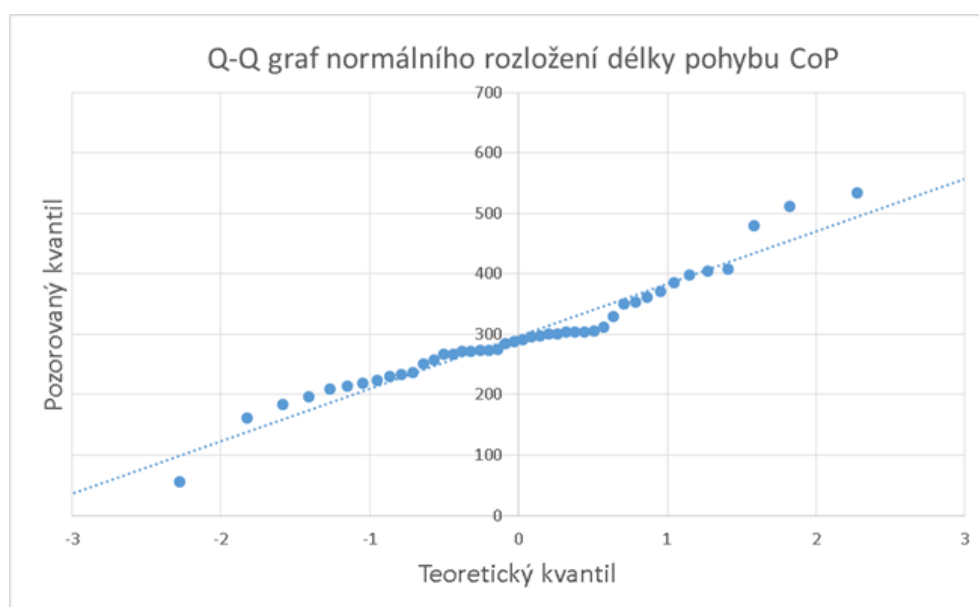
Obsah elipsy	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	s11
Orig. [ $mm^2$ ]	428	111	490	69	301	150	188	238	275	98	225
Zebris [ $mm^2$ ]	428	111	490	69	301	150	188	238	275	98	225
Rozdíl [ $mm^2$ ]	0,4	0,3	0,3	-0,3	-0,2	0,1	0,5	-0,4	-0,2	-0,4	0,4
Rozdíl [%]	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

## 11 STATISTIKA

Statistické vyhodnocení bylo zpracováno v programu Excel, kde se porovnávaly výsledky získané z tlakového pásu od firmy Zebris a tlakové podložky Nintendo Wii Balance Board.

### 11.1 Normální rozložení dat

Pro ověření normálního rozložení testovaného souboru byl použit kvantil-kvantilový graf. Graf na Obr.11.1 zobrazuje rozložení délky pohybu CoP a graf na Obr.11.2 zobrazuje rozložení obsahů 95% konfidenčních elips pro stoj široký. V obou grafech si lze ověřit, že všechny body se nachází poblíž přímky, což potvrzuje předpoklad normálního rozložení dat.

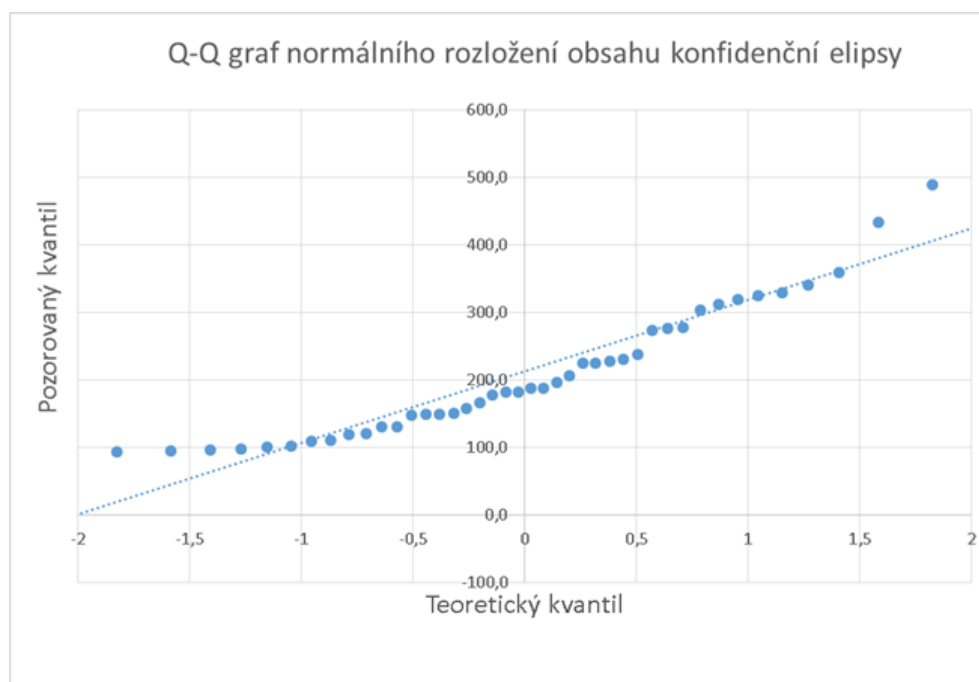


Obr. 11.1: Q-Q graf normálního rozložení délky pohybu CoP

### 11.2 Studentův T-test

Studentův t-test je jeden z nejčastěji používaných testů ve statistice. Snaží se prokázat, že rozdíl středních hodnot párových měření je zanedbatelný. Test má tři varianty. Variantu volíme dle vhodnosti v závislosti na vstupních datech [14][22].

Jednovýběrový t-test. Tento typ testu je vhodný pro porovnání jednoho souboru testovaných dat se základním souborem. U základního souboru musíme znát jeho



Obr. 11.2: Q-Q graf normálního rozložení obsahu konfidenční elipsy

směrodatnou odchylku. Testováním hypotézy potvrdíme, zda testovaný soubor patří do dané skupiny dat.

Dvouvýběrový nepárový t-test. Tuto variantu testu používáme v případě, že porovnáváme dvě nezávislé skupiny dat, u kterých neznáme směrodatnou odchylku základního souboru. Testujeme nulovou hypotézu, kde se obě skupiny testovaných dat shodují.

Dvouvýběrový párový t-test. Párový t-test se od nepárového liší tím, že obě skupiny testovaných dat na sobě závisí. Typický příklad je měření, kdy data pochází z opakovaného měření stejných subjektů.

### 11.2.1 Postup výpočtu dvouvýběrového párového t-testu

Vyhodnocení dvouvýběrového párového t-testu lze provést dvěma různými způsoby. První způsob porovnává hodnotu testovaného kritéria a kritické hodnoty. Druhý způsob porovnává pravděpodobnostní hodnotu s hladinou významnosti.

U první metody se v prvním kroku zjistí rozdíly párových hodnot jednotlivých subjektů. Z těchto rozdílů se vypočítá aritmetický průměr ( $\bar{x}$ ), směrodatná odchylka ( $s$ ) a rozptyl ( $s^2$ ). Následně se vypočítá testovací kritérium (11.1) a počet stupňů volnosti ( $v = n - 1$ ). Hladina významnosti  $\alpha$  se zvolí dle požadované jistoty správného rozhodnutí. Pro získání výsledku se porovná testovací kritérium  $t$  s tabulkovou hodnotou kritické hodnoty. V případě že je  $t$  menší nebo rovno hodnotě získané

z tabulky, tak se nulová hypotéza  $H_0$  nezamítá, statistický rozdíl je nevýznamný. V opačném případě se nulová hypotéza zamítá a přijme se hypotéza alternativní  $H_A$  [14][22].

$$t = \frac{|\bar{x}|}{\sqrt{\frac{s^2}{n}}} \quad (11.1)$$

Druhý způsob využívá k vyhodnocení výsledku pravděpodobnostní hodnotu  $p$ , často nazývanou p-value. Na začátku se zvolí hodnota hladiny významnosti  $\alpha$ . Hodnota  $p$  je vypočítána počítačem. Pro tuto bakalářskou práci byl použit program Excel. Hodnota pravděpodobnosti a hladina významnosti se porovnávají a z jejich vzájemného postavení se určí, zda se nulová hypotéza zamítne nebo potvrdí.

$p < \alpha$  - V tomto případě se nulová hypotéza zamítá (v souboru se nepředpokládají nulové difference). Data získaná z obou podložek jsou statisticky rozdílná.

$p > \alpha$  - Nulová hypotéza se nezamítá (v souboru se předpokládají nulové difference). Tento verdikt říká, že data z obou podložek nejsou rozdílná.

Pro vyhodnocení této bakalářské práce je používána především druhá metoda. Hladina významnosti  $\alpha$  je stanovena na hodnotě 0,05, což odpovídá 95% jistotě správného rozhodnutí.



## 12 POROVNÁNÍ DÉLKY POHYBU COP

První porovnání probíhá u rozkročeného postoje pro délka pohybu CoP. V tabulce 12.2 můžeme vidět jednotlivé rozdíly naměřených hodnot. Lze si všimnout, že některé hodnoty jsou poměrně hodně rozdílné i mezi jednotlivými měřeními na stejné podložce. Tento fakt je způsobený velkou variabilitou stoje, kde žádné dva pokusy nemohou být naprosto totožné. Hodnota  $p$  v tabulce 12.1 je větší než  $\alpha$ , což potvrzuje nulovou hypotézu, že se výsledky z obou podložek neliší.

Tab. 12.1: Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje širokého

	Zebris [mm]		Wii [mm]	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	386	512	534	479
Sub. 2	303	214	271	295
Sub. 3	305	273	230	371
Sub. 4	183	210	161	57
Sub. 5	300	274	404	267
Sub. 6	224	219	297	288
Sub. 7	408	329	398	354
Sub. 8	267	304	271	361
Sub. 9	196	275	251	350
Sub. 10	233	258	312	237
Sub. 11	291	301	285	303
Průměr	285		308	
Sm. Odch.	74		98	
p-value	0,1259			

U stoje snožmo s otevřenýma očima, zavřenýma očima i stoje na jedné noze se již dle studentova t-testu nulová hypotéza, že data získaná z obou podložek jsou stejná zamítá, jelikož ve všech třech příkladech je p-value menší než  $\alpha$  viz příloha F Tab. F.1 F.3 F.5. Ovšem při porovnání prvních a druhých měření na stejné podložce se nulová hypotéza ve všech případech potvrzuje viz příloha F Tab. F.2 F.4 F.6.

Tab. 12.2: Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji širokém

	Zebris a Zebris Měření 1 a 2 [mm]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm]	Zebris a Wii Měření 1 a 1 [mm]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm]
Sub. 1	-126	55	-148	33
Sub. 2	90	-24	32	-82
Sub. 3	32	-141	75	-98
Sub. 4	-26	104	23	153
Sub. 5	26	138	-105	7
Sub. 6	5	10	-73	-68
Sub. 7	79	44	10	-25
Sub. 8	-37	-90	-4	-57
Sub. 9	-78	-99	-54	-75
Sub. 10	-24	75	-78	21
Sub. 11	-10	-18	6	-3
Průměr (abs)	48	73	55	57
Minimum (abs)	5	10	4	3
Maximum (abs)	126	141	148	153
p-value	0,7506	0,8633	0,1880	0,4337

## 13 POROVNÁNÍ KONFIDENČNÍ ELIPSY

Další statistické porovnávání podložek je prováděno pomocí 95% konfidenční elipsy. V Tab. 13.1 jsou uvedeny všechny vypočítané obsahy konfidenčních elips a p-value dvouvýběrového párového t-testu pro porovnání podložky Zebris a Wii při stoji širokém. P-value vyšla 0,7274, což na hladině významnosti 0,05 splňuje podmínku přijetí nulové hypotézy, která tvrdí, že obsah konfidenčních elips z obou podložek je stejný. Pro porovnání odchylek vzniklých měření na jiné podložce a variabilitou stoje probanda jsou v Tab. 13.2 uvedeny rozdíly naměřených hodnot ve čtverečných milimetrech a p hodnoty jednotlivých měření a podložek. Pro všechny čtyři varianty je taktéž p-value větší než  $\alpha$ . Nulové hypotézy, že jsou všechna měření shodná se potvrzují.

U postoje snožmo, snožmo se zavřenýma očima i na jedné noze se dle t-testu nulová hypotéza potvrdila viz příloha Tab. G.1, G.3 a G.5. Výsledky v příloze Tab. G.2, G.4 a G.6 pro porovnání odchylek vzniklých měření na jiné podložce a variabilitou stoje probanda taktéž potvrzují nulovou hypotézu.

Tab. 13.1: Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje na jedné noze

	Zebris [mm <sup>2</sup> ]		Wii [mm <sup>2</sup> ]	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	428,2	273,2	563,5	182,7
Sub. 2	111,3	101,9	120,1	188,5
Sub. 3	489,8	93,8	178,0	328,9
Sub. 4	68,6	94,0	109,1	129,4
Sub. 5	300,9	147,9	358,1	201,7
Sub. 6	149,7	276,5	119,9	157,7
Sub. 7	187,6	100,8	150,1	130,7
Sub. 8	237,6	225,3	180,5	228,2
Sub. 9	275,2	309,0	194,1	315,1
Sub. 10	97,7	230,7	165,7	324,7
Sub. 11	224,8	341,5	96,3	148,6
Průměr	217		208	
Sm. Odch.	112		107	
p-value	0,7274			

V tabulkách 13.3 a 13.4 jsou uvedeny p hodnoty t-testů hlavní a vedlejší poloosy konfidenční elipsy. Kromě hodnoty vedlejší poloosy pro porovnání u měření číslo dvě

Tab. 13.2: Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji širokém

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm <sup>2</sup> ]
Sub. 1	155	381	-135	90
Sub. 2	9	-68	-9	-87
Sub. 3	396	-151	312	-235
Sub. 4	-25	-20	-41	-35
Sub. 5	153	156	-57	-54
Sub. 6	-127	-38	30	119
Sub. 7	87	19	37	-30
Sub. 8	12	-48	57	-3
Sub. 9	-34	-121	81	-6
Sub. 10	-133	-159	-68	-94
Sub. 11	-117	-52	129	193
Průměr (abs)	113	110	87	86
Minimum (abs)	9	19	9	3
Maximum (abs)	396	381	312	235
p-value	0,4873	0,8496	0,4178	0,7201

pásu Zebris a balanční podložky Wii jsou všechny hodnoty větší jak 0,05. Nulová hypotéza, že jsou délky poloos obou měření i podložek stejné, se nezamítá.

Tab. 13.3: Hodnoty p-value pro porovnání dat hlavních poloos konfidenčních elips

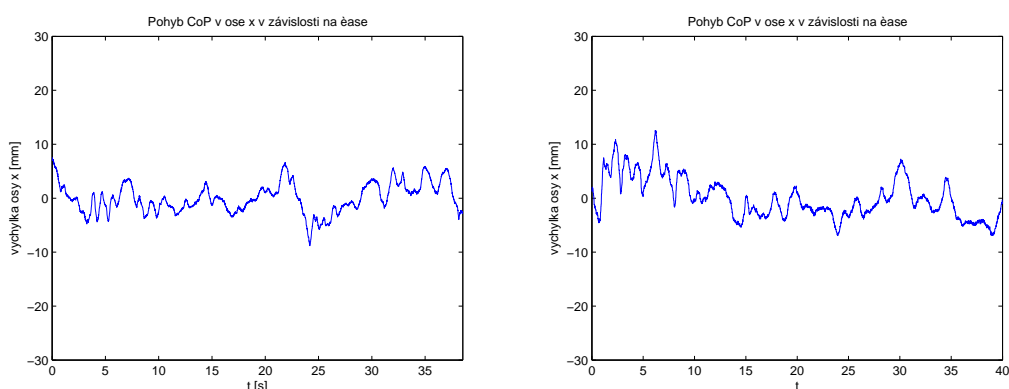
Hlavní osa	Zebris a Zebris měření 1 a 2	Wii a Wii měření 1 a 2	Zebris a Wii měření 1 a 1	Zebris a Wii měření 2 a 2
Široký	0,2056	0,4316	0,1056	0,3220
Snožmo otevřené oči	0,7471	0,8746	0,3291	0,6620
Snožmo zavřené oči	0,9846	0,7088	0,3840	0,6085
Na jedné noze	0,6403	0,0909	0,6902	0,4960

Tab. 13.4: Hodnoty p-value pro porovnání dat vedlejších poloos konfidenčních elips

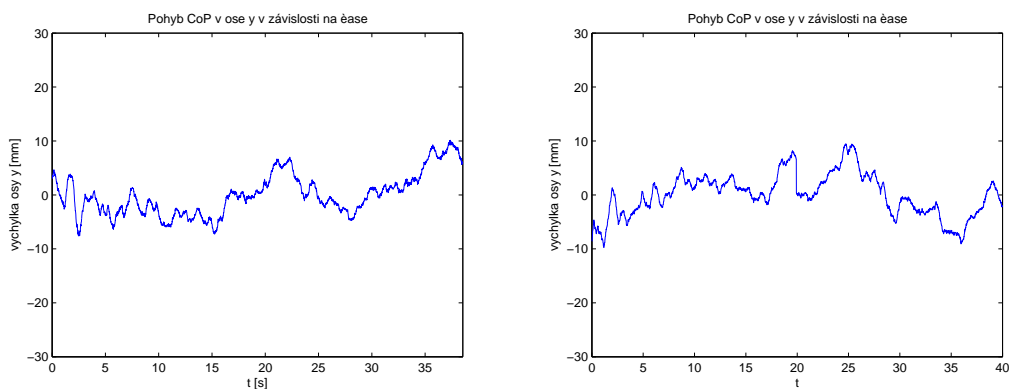
Vedlejší osa	Zebris a Zebris měření 1 a 2	Wii a Wii měření 1 a 2	Zebris a Wii měření 1 a 1	Zebris a Wii měření 2 a 2
Široký	0,6634	0,8401	0,9953	0,7827
Snožmo otevřené oči	0,6941	0,4029	0,9952	0,5852
Snožmo zavřené oči	0,2936	0,5426	0,8841	0,1504
Na jedné noze	0,5332	0,0678	0,0597	0,0253

## 14 VIZUÁLNÍ POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ

Další možnost porovnání výsledků obou podložek je porovnat jejich výstupy v grafické podobě. Tento způsob porovnání je subjektivní, jelikož není možné porovnat jednotlivé hodnoty. Pro porovnání byl náhodně zvolen proband č. 4 při stoji snožmo. Na Obr. 14.1 až Obr. 14.4 je vždy znázorněn výsledný graf z tlakového pásu zebris na levé straně a tlakové podložky Wii na pravé. Na obrázcích můžeme vidět výchylky pohybu v *medio – laterální* (14.1) a *antero – posturální* (14.2) rovině v závislosti na čase. Je vidět, že průběhy jsou frekvenčně podobné. Rozdíly v jednotlivých podložkách nejsou nijak výrazné.



Obr. 14.1: Pohyb CoP z podložky Zebris (a) a Wii (b) v *medio – laterální* rovině v závislosti na čase

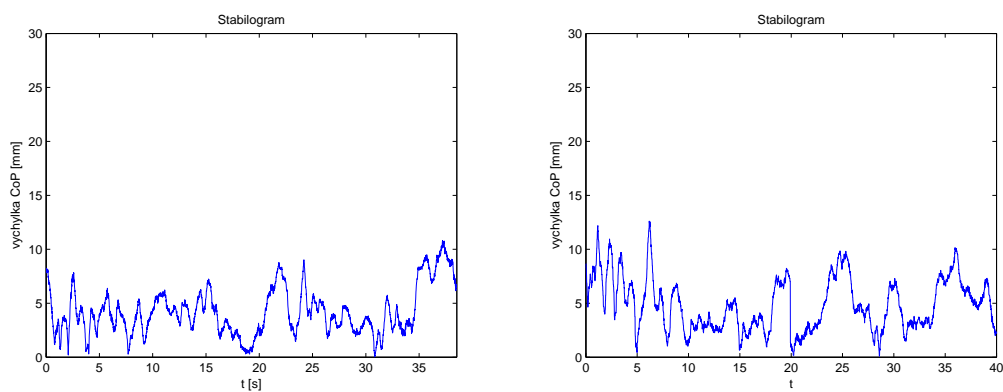


Obr. 14.2: Pohyb CoP z podložky Zebris (a) a Wii (b) v *antero – posteriorní* rovině v závislosti na čase

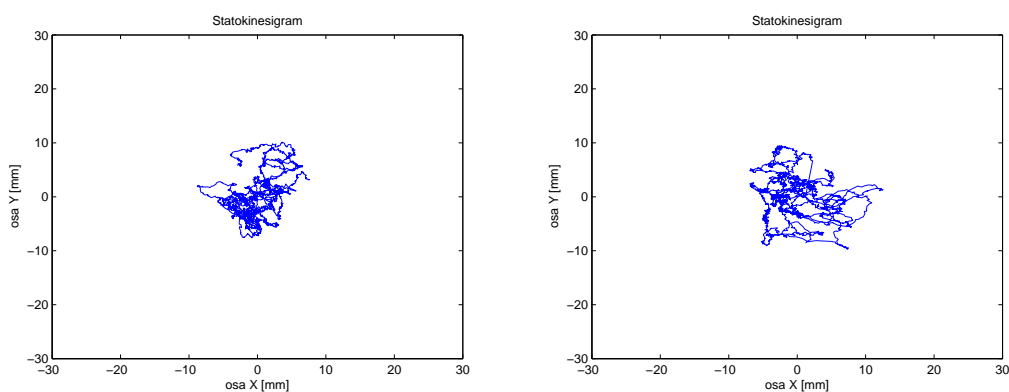
U stabilogramu i statokinesigramu můžeme u podložky Wii pozorovat poněkud větší výchylky, které se shodují se získanými daty, které jsou v Tab. 14.1. Tyto rozdíly jsou způsobeny variabilitou stoje probanda.

Tab. 14.1: Naměřené hodnoty probanda č.4 při stoji snožmo

	Zebris	Wii
Průměrná výchylka v ose $x$ [mm]	2,2	3,1
Průměrná výchylka v ose $y$ [mm]	3,1	3,1
Průměrná výchylka CoP [mm]	4,2	4,9
Délka pohybu CoP [mm]	300,4	348,3
Obsah konfidenční elipsy [mm <sup>2</sup> ]	182,7	276,2



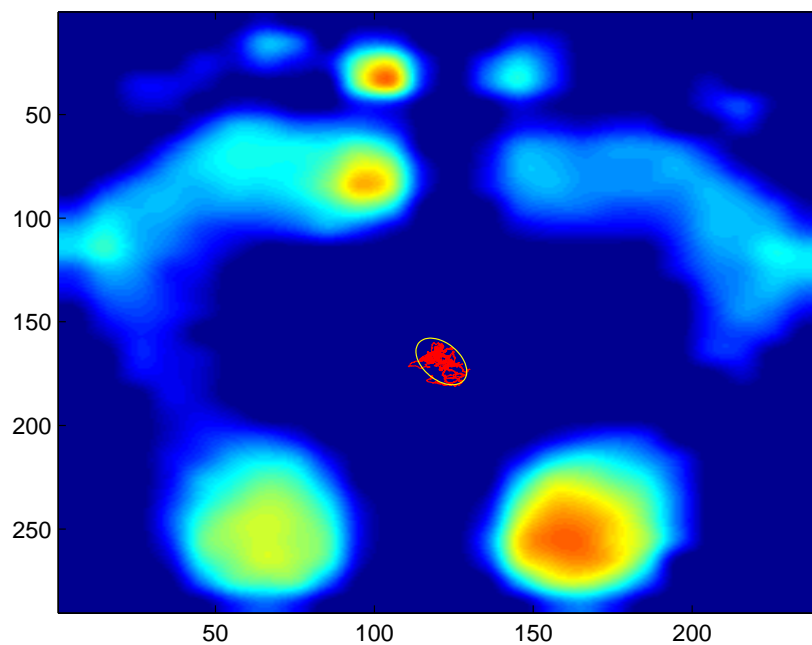
Obr. 14.3: Stabilogram z podložky Zebris (a) a Wii (b)



Obr. 14.4: Statokinesigram z podložky Zebris (a) a Wii (b)

Na obrázku 14.5 z podložky Zebris je znázorněn statokinesigram s konfidenční elipsou a rozložením tlaku chodidel. Toto zobrazení není možné na podložce Wii

Balance Board, jelikož nemá dostatečný počet senzorů jako tlakový pás od firmy Zebris.



Obr. 14.5: Statokinesigram s konfidenční elipsou a rozložením tlaku chodidel



## 15 DISKUSE

Nejprve byly získané parametry podrobeny kvantil-kvantilovému testu, který potvrdil předpoklad normálního rozložení dat.

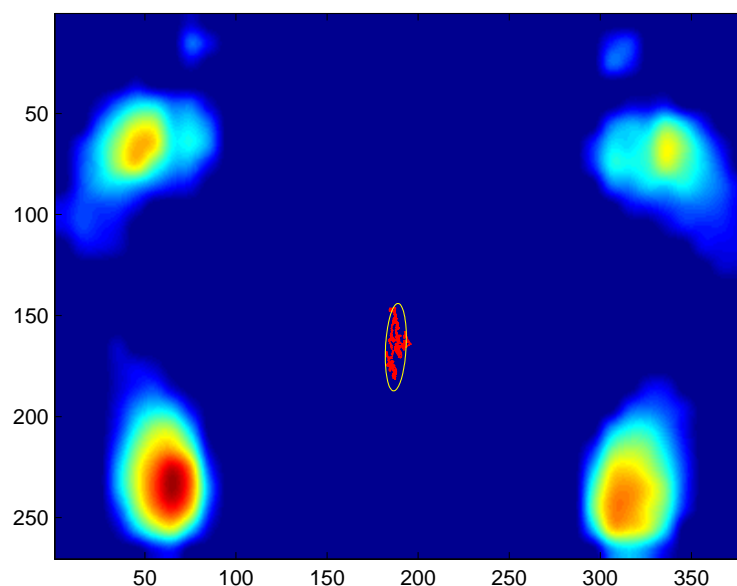
Jako první parametr pro porovnávání se zvolila délka pohybu CoP (12). U stoje širokého nebyl dle studentova t-testu shledán statisticky významný rozdíl mezi testovanými podložkami. Ovšem při porovnání dalších postojů již byla nulová hypotéza, že jsou data z obou podložek shodná, zamítnuta. Dále byly porovnávány 95% konfidenční elipsy, které ohraničují plochu, ve které se s 95% pravděpodobností vyskytují jen správné hodnoty. Tento parametr má velkou vypovídající hodnotu, jelikož potlačuje náhodné velké odchylky. Při porovnání obsahů a délek poloos konfidenčních elips byla ve všech případech potvrzena nulová hypotéza, že se data z obou podložek neliší. Stejně výsledky byly prokázány i u porovnávání výchylek CoP a RMS.

Grafické porovnání výsledků (14) bylo provedeno pomocí výchylek, stabilogramu a statokinesigramu. U grafů lze pozorovat mírné odchylky, které jsou s největší pravděpodobností způsobeny variabilitou stojů probandů. Frekvenční charakter výchylek je ovšem velmi podobný.



Obr. 15.1: Zobrazení plochy kontaktu probanda s podložkou

Předchozí výsledky naznačují, že výsledky obou podložek jsou velmi podobné. Tlakový pás Zebris má ovšem několik velkých výhod oproti tlakové podložce Wii



Obr. 15.2: Rozložení tlaků působících na podložku

Balance Board. Největší výhodou pásu Zebris je velký počet senzorů (15 360) oproti podložce Wii, která má pouze 4 senzory. Takové množství senzorů umožňuje přesně zobrazit plochu kontaktu probanda s podložkou viz Obr. 15.1, nikoliv pouze polohu CoP. Dále lze zobrazit i hodnotu tlaku na jednotlivý senzor (Obr. 15.2). Z plochy kontaktu se mohou následně zjistit důležité parametry jako je velikost chodidel, vzdálenost chodidel a úhel, který svírají chodidla. Lze také určit, zda-li nejsou chodidla plochá nebo nemají jinou fyziologickou abnormalitu. Pomocí zobrazení tlaku lze i při stabilním stoji, kdy nemá pacient problémy s udržení stability zjistit, že je některá část chodidla nepřiměřeně namáhaná a vyvodit z toho důsledky.

Nevýhodou podložky Wii je náhodně se měnící vzorkovací frekvence. Díky tomu není možné přesně určit časovou osu a vhodnou velikost okna pro filtraci signálu.

Na druhou stranu je podložka Wii kompaktnější a několikanásobně levnější na pořízení i případné následné opravy.

## 16 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo seznámení se s metodami hodnocení posturální stability a vytvoření protokolu, podle kterého se získala potřebná data. Dále se v programovém prostředí Matlab vytvořila aplikace pro analýzu naměřených dat. Cílem bakalářské práce je statisticky porovnat tlakovou podložku Nintendo Wii Balance Board a tlakový FDM pás od firmy Zebris.

V první kapitole jsou popsány základní pojmy důležité pro pochopení a hodnocení posturální stability. Tyto informace jsou pro názornost doplněné vhodnými obrázky.

Druhá kapitola je pojmenovaná Hodnocení posturální stability. Jsou zde vy-psané základní body důležité pro hodnocení stability. Dále zde jsou vyjmenované a popsané parametry, pomocí kterých můžeme výsledky hodnotit a interpretovat. Další podkapitoly se zabývají grafy označovanými jako statokinesigramy a stabilo-gramy. Tyto grafy nám umožňují graficky znázornit pohyb a polohu daného bodu v čase.

Následující kapitola je věnována popisu měřících systémů. První systém je tlaková podložka Nintendo Wii Balance Board spojená s počítačovým softwarem Tel-Med. Druhý systém je tlakový pás FDM od firmy Zebris připojený k počítači, který obsahuje program WinFDM.

Protokol navržený pro tuto bakalářskou práci se skládá ze čtyř různých postojů (stoj široký, stoj spojný, stoj spojný se zavřenýma očima a stoj na jedné noze.). Tyto čtyři postoje jsou stejné pro tlakovou podložku Wii i tlakový pás FDM a celý protokol se měří dvakrát, aby se zabránilo náhodným chybám, které by mohly vzniknout při měření.

Měření se zúčastnilo celkem 11 subjektů. Informace získaná o probandech jsou obsažené v tabulce, která se nachází v páté kapitole.

Program vytvořený pro analýzu naměřených dat byl vytvořen v programovacím prostředí Matlab. Pro primární načtení dat z pásu Zebris je vytvořena funkce *NacitaniDat*, která převede surová data do požadované podoby, aby je bylo možné dále zpracovávat. Surová data z podložky Wii již ve vhodné podobě jsou. Dále jsou tyto data zpracované pomocí funkcí *data\_zebris* a *data\_wii*. Výstupem těchto funkcí jsou parametry: doba trvání záznamu, výchylka v *medio – laterálním* ose, výchylka v *antero – posteriorní* ose, výchylka CoP, délka pohybu CoP, průměrná rychlost pohybu CoP, délka hlavní, vedlejší osy a obsah 95% konfidenční elipsy a RMS. Poslední vytvořený skript má za úkol všechny tyto parametry zcela automaticky zapsat do programu Excel.

Pomocí získaných parametrů se statisticky porovnal pás Zebris a podložka Wii. Z porovnání všech parametrů kromě délky pohybu CoP a průměrné rychlosti pohybu

CoP vyplývá, že data získaná z obou podložek jsou stejná. U délky a průměrné rychlosti pohybu CoP pravděpodobně vznikly velké rozdíly díky nepřesné filtraci šumu. Zásadní rozdíl nejspíš způsobila podložka Wii, u které se nepravidelně mění vzorkovací frekvence.

Pro základní vyšetření posturální stability by bylo možné nahradit drahý, ale sofistikovaný tlakový pás Zebris levnější podložkou Wii. U vyšetření, která zahrnují hodnocení pouze pomocí polohu CoP jsou rozdíly zanedbatelné. Ovšem pro větší zařízení, kde je prováděno větší množství vyšetření je mnohem vhodnější pás Zebris, pomocí kterého lze hodnotit více parametrů a s větší přesností, než na podložce Wii.

## LITERATURA

- [1] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [2] MAGNUS, Rudolph. *Physiology of posture*. The Lancet, 1926. September 11: s.531-536.
- [3] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Vyd. 1. Praha : ISV nakladatelství, 2000. 359 s ISBN 8085866455.
- [4] GRYC, Tomáš. *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami* Praha, 2014. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- [5] SINEL'NIKOV, Rafail Davidovič. *Atlas anatomie člověka ve 3 svazcích*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1970.
- [6] PETERKA, R.J., *Sensorimotor integration in human postural control* Journal of Neurophysiol, 2002. 88(3): s. 1097-1118.
- [7] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 9788072626571.
- [8] VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- [9] DRŠATA, Jakub., *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů*. Hradec Králové, 2007, disertační práce.
- [10] NASHER, L., *Computerized dynamic posturography: clinical applications*. Handbook of Balance Function Testing. St Louis, 1993, s.308-334
- [11] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, 2009, xiv, 370 s. ISBN 9780470398180.
- [12] CORRIVEAU, H., et al. *Evaluation of postural stability in the elderly with stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. IEEE, 2004, 85(7): 1095-1101.
- [13] VAŘEKA, Ivan. *Posturální stabilita (I. část)*. Terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.

- [14] HEBÁK, Petr. *Statistické myšlení a nástroje analýzy dat*. 2. vydání. Praha: Informatorium, 2015. ISBN 978-80-7333-118-4.
- [15] HORAK, Fay. *Clinical assessment of balance disorders*. Gait & Posture. 1997, č. 6, s. 76-84.
- [16] BARATTO, Luigi. *A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques* Motor Control. 2002, č.6, s. 246-270.
- [17] LABINI, F.S., et al. *A new set of parameters for Computerised Dynamic Posturography* Biophysics and Bioengineering Letters, 2008.
- [18] Nintendo Wii Balance Board Operations Manual [cit.2015-12-2]. Dostupné z WWW: <<https://www.nintendo.com/consumer/downloads/wiiBalanceBoard.pdf>>
- [19] The zebris FDM-System-Gait Analysis for Research and Clinical Applications [cit. 2015-12-2]. Dostupné z WWW: <[http://www.zebris.de/english/pdf/FDM-System\\_GB\\_72dpi.pdf](http://www.zebris.de/english/pdf/FDM-System_GB_72dpi.pdf)>
- [20] Těžiště lidského těla [cit. 2015-12-29]. Dostupné z WWW: <<http://fyzmatik.pise.cz/371-teziste-lidskeho-tela.html>>
- [21] JÁUREGUI-RENAUD, K., et al. *Repeatability of Static Posturography on the Follow-up of Vestibular Rehabilitation*. Archives of Medical Research. 2013, 44(2): 151-158. ISSN 0188-4409.
- [22] Přednášky z biostatistiky [cit. 2016-4-29]. Dostupné z WWW: <<http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/prednasky.htm>>
- [23] Error Ellipse plot in Matlab [cit. 2016-3-29]. Dostupné z WWW: <<https://gist.github.com/Piyush3dB/bf2c83a8eb7344798643>>
- [24] medfilt1 [cit. 2016-5-23]. Dostupné z WWW: <<http://www.mathworks.com/help/signal/ref/medfilt1.html>>

# SEZNAM PŘÍLOH

A Příloha - Obsah Přiloženého DVD	I
B Příloha - Informovaný souhlas	II
C Příloha - Protokol měření	III
D Příloha - Protokol vytvořený programem WinFDM	IV
E Příloha - Surová data z tlakového pásu Zebris	V
F Příloha - Tabulky naměřených dat délky pohybu CoP	VI
G Příloha - Tabulky naměřených dat obsahu konfidenční elipsy	X

# A PŘÍLOHA - OBSAH PŘILOŽENÉHO DVD

Přiložené DVD obsahuje:

- Elektronická verze práce – ve formátu PDF je k dispozici na přiloženém DVD pod názvem *Jan\_Šalamoun\_BP.pdf*.
- Realizovaný program – program v Matlabu na analýzu Posturální stability. Je spustitelný pomocí souboru *data\_wii.mat* a *data\_zebris.mat*. Soubory se nachází ve složce *Realizovaný program*.
- Surová data - Surová data ve formátu *.xml* a *.xlsx* jsou k dispozici ve složce *Surová data*.
- Naměřená data – Naměřené parametry jsou ve formátu *.xlsx* k dispozici ve složce *Naměřená data*.
- Informace ke spuštění programu – Informace ke spuštění programu jsou sepsány v textovém dokumentu pod názvem *readme* ve složce *Realizovaný program*.



## **B PŘÍLOHA - INFORMOVANÝ SOUHLAS**

Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

### **Název bakalářské práce:**

Měření a analýza postoje

### **Popis bakalářské práce:**

Bakalářská práce se zabývá měřením a analýzou posturální stability pomocí tlakových podložek. Měření bude probíhat podle protokolu, který obdrží každá měřená osoba spolu s výkladem a vysvětlením postupu měření. Data budou použita pro vypracování bakalářské práce. Osobní údaje nebudou nikde zveřejňované a budou vyhodnocovány anonymně. Nebude použito žádných invazivních metod. Předpokládaná doba měření je 30 minut.

### **Informovaný souhlas:**

Přečetl/a jsme si informovaný souhlas, rozumím všem bodům měření a bylo mi umožněno položit jakýkoliv dotaz týkající se měření. Vím, že měření je dobrovolné a mohu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit. Souhlasím se zveřejněním výsledků bakalářské práce.

Jméno probanda:

Datum:

Podpis:

## C PŘÍLOHA - PROTOKOL MĚŘENÍ

ID:

Věk:

Hmotnost:

Výška:

Měření bude prováděno na zdravých subjektech obou pohlaví ve věku 20 až 25 let.  
Celý protokol bude proveden dvakrát.

### 1) Měření pomocí tlakové podložky Nintendo Wii Balance Board

Stoj na obou nohách, chodidla na šířku ramen (40s)

Stoj na obou nohách, chodidla u sebe (40s)

Stoj na obou nohách, chodidla u sebe a zavřené oči (40s)

Stoj na jedné noze (20s)

### 2) Měření pomocí tlakového pásu od firmy Zebris

Stoj na obou nohách, chodidla na šířku ramen (40s)

Stoj na obou nohách, chodidla u sebe (40s)

Stoj na obou nohách, chodidla u sebe a zavřené oči (40s)

Stoj na jedné noze (20s)

Poznámky:

# D PŘÍLOHA - PROTOKOL VYTVOŘENÝ PROGRAMEM WINFDM

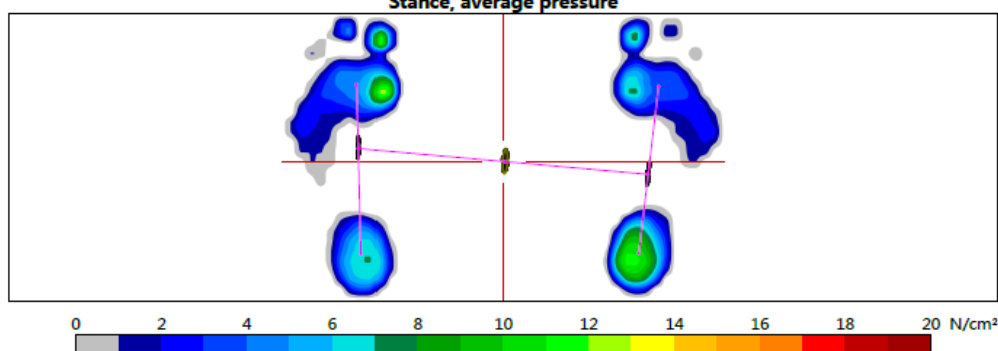
## SAM Präzisionstechnik GmbH Stance Report

**Person:** Jan Salamoun, 01.01.1996, Male  
**Record:** 09.12.2015 13:33, Stance Analysis FDM, ja\_1



### Stance parameters

#### Stance, average pressure



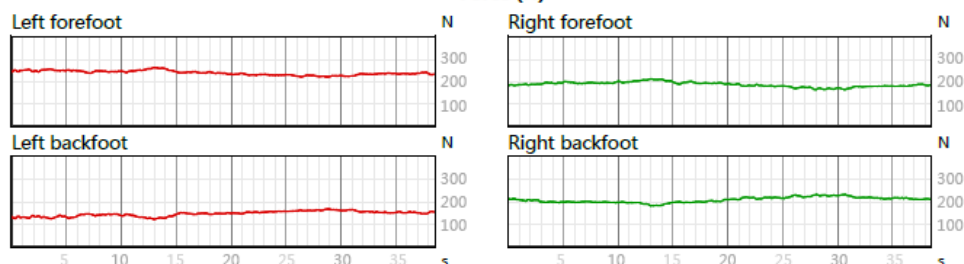
#### Parameters

Analysis time, sec	38,5	50 sec
95% confidence ellipse area, mm²	69	90 mm²
COP path length, mm	107	130 mm
COP average velocity, mm/sec	3	4 mm/sec

#### Parameters advanced

Length of minor axis, mm	4,1	30 mm
Length of major axis, mm	21,1	30 mm
Angle btw. Y and major axis, deg	2,7	4 deg
Deviation X, mm	-2,9	30 mm
Deviation Y, mm	-3,6	30 mm

#### Force (N)



#### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	62	100%	47	Forefoot	100%
Backfoot	38		53	Backfoot	
Total	49		51	Total	

# E PŘÍLOHA - SUROVÁ DATA Z TLAKOVÉHO PÁSU ZEBRIS

```

0.0 0.0 0.0 5.5 14.0 15.5 15.0 14.5 11.5 2.0 0.0 1.0 7.5 11.5 1
0.0 0.0 0.0 3.0 12.5 15.0 15.0 14.5 10.0 1.5 0.0 0.0 6.5 11.5 1
0.0 0.0 0.0 0.0 7.5 13.5 14.0 12.0 5.5 0.0 0.0 0.0 3.5 9.5 11.5
0.0 0.0 0.0 0.0 1.5 7.5 10.0 7.0 2.0 0.0 0.0 0.0 1.5 6.5 8.5 6.
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 1.5 0.0
</cells>
</quant>
<quant>
<cell_begin>
<x>83</x>
<y>13</y>
</cell_begin>
<cell_count>
<x>24</x>
<y>31</y>
</cell_count>
<cells>
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 2.0 2.5 1.0
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 3.5 3.5 1.5
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 2.5 2.0 0.5
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 1.0 2.0 2.0 1.5 1.5 1.5 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 1.0
0.0 0.0 2.0 3.5 4.0 3.0 2.0 1.5 1.5 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 1.5
0.0 1.5 4.0 4.5 4.5 3.0 1.5 1.5 1.5 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 1.5
0.0 3.5 4.5 4.5 4.5 2.5 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0
2.5 5.0 4.5 4.5 3.5 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
2.5 4.5 4.0 3.5 2.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
1.5 3.5 3.5 2.5 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 2.5 3.0 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 1.5 2.0 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 1.0 2.0 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 2.0 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 2.0 2.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 1.0 2.0 1.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 1.5 2.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 1.5 3.0 2.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 2.0 4.5 4.0 2.5 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0
0.0 0.0 0.0 3.0 7.0 7.5 6.0 3.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.5 4.5
0.0 0.0 0.0 4.5 10.0 10.5 10.5 8.0 2.5 0.0 0.0 0.0 0.0 3.0 6.0
0.0 0.0 0.0 6.5 12.5 13.0 13.0 12.0 6.5 0.0 0.0 0.0 2.5 7.5 9.5
0.0 0.0 0.0 6.5 13.5 14.0 14.0 13.5 10.0 1.5 0.0 0.0 6.0 10.5 1
0.0 0.0 0.0 5.5 14.0 15.5 15.0 14.5 11.5 2.0 0.0 1.0 7.5 11.5 1
0.0 0.0 0.0 3.0 12.5 15.0 15.0 14.5 10.0 1.5 0.0 0.0 6.5 11.5 1
0.0 0.0 0.0 0.0 7.5 13.5 14.0 12.0 5.5 0.0 0.0 0.0 3.5 9.5 11.5
0.0 0.0 0.0 0.0 1.5 7.5 10.0 7.0 1.5 0.0 0.0 0.0 1.5 6.5 8.5 6.
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 1.5 0.0
</cells>
</quant>
<quant>
<cell_begin>
<x>83</x>
<y>13</y>
</cell_begin>
<cell_count>
<x>24</x>
<y>31</y>
</cell_count>
<cells>
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 2.0 2.5 1.0
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 1.0 3.5 3.5 1.5
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 2.5 2.0 0.5
0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0

```

Obr. E.1: Matice hodnot tlaku s hlavičkou v původním formátu *.xml*

## F PŘÍLOHA - TABULKY NAMĚŘENÝCH DAT DÉLKY POHYBU COP

Tab. F.1: Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje snožmo

	Zebris		Wii	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	522	471	737	670
Sub. 2	369	278	414	463
Sub. 3	431	385	369	432
Sub. 4	300	277	348	438
Sub. 5	390	465	415	564
Sub. 6	319	362	406	377
Sub. 7	497	513	592	703
Sub. 8	327	355	441	421
Sub. 9	344	366	354	377
Sub. 10	486	360	578	512
Sub. 11	525	498	506	560
Průměr	402		485	
Sm. Odch.	80		113	
p-value	0,0001			

Tab. F.2: Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji snožmo

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm]	Wii a Wii měření 1 a 2 [mm]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm]
Sub. 1	50	67	-216	-199
Sub. 2	92	-49	-45	-186
Sub. 3	46	-64	62	-48
Sub. 4	23	-89	-48	-160
Sub. 5	-75	-149	-25	-99
Sub. 6	-42	30	-87	-15
Sub. 7	-16	-111	-95	-190
Sub. 8	-28	19	-114	-66
Sub. 9	-22	-24	-9	-11
Sub. 10	126	66	-92	-152
Sub. 11	26	-54	19	-62
Průměr (abs)	50	66	74	108
Minimum (abs)	16	19	9	11
Maximum (abs)	126	149	216	199
p-value	0,3877	0,1619	0,0252	0,0005

Tab. F.3: Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje snožmo se zavřenými očima

	Zebris		Wii	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	877	976	1003	980
Sub. 2	539	573	788	669
Sub. 3	558	554	653	607
Sub. 4	423	490	585	439
Sub. 5	713	668	788	894
Sub. 6	674	490	611	456
Sub. 7	1015	837	1159	1072
Sub. 8	523	560	710	761
Sub. 9	759	708	771	639
Sub. 10	576	651	691	787
Sub. 11	760	632	733	875
Průměr	662		758	
Sm. Odch.	154		180	
p-value	0,0003			

Tab. F.4: Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji snožmo se zavřenýma očima

	Zebris a Zebris Měření 1 a 2 [mm]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm]	Zebris a Wii Měření 1 a 1 [mm]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm]
Sub. 1	-99	22	-126	-4
Sub. 2	-33	119	-248	-96
Sub. 3	4	46	-96	-54
Sub. 4	-66	146	-162	51
Sub. 5	45	-106	-75	-226
Sub. 6	184	155	62	33
Sub. 7	178	87	-144	-235
Sub. 8	-37	-51	-187	-201
Sub. 9	51	132	-12	69
Sub. 10	-75	-96	-115	-136
Sub. 11	128	-142	27	-243
Průměr (abs)	82	100	114	123
Minimum (abs)	4	22	12	4
Maximum (abs)	184	155	248	243
p-value	0,4248	0,4122	0,0060	0,0268

Tab. F.5: Naměřené hodnoty a p-value délky pohybu CoP u stoje na jedné noze

	Zebris		Wii	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	487	511	823	636
Sub. 2	450	446	417	391
Sub. 3	309	276	466	506
Sub. 4	457	348	519	430
Sub. 5	537	427	719	587
Sub. 6	650	425	692	463
Sub. 7	752	638	772	810
Sub. 8	446	339	416	426
Sub. 9	406	404	449	604
Sub. 10	480	472	604	466
Sub. 11	589	681	947	864
Průměr	479		591	
Sm. Odch.	119		165	
p-value	0,0001			

Tab. F.6: Rozdíly naměřených hodnot délky pohybu CoP při stoji na jedné noze

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm]	Wii a Wii měření 1 a 2 [mm]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm]
Sub. 1	-24	186	-336	-126
Sub. 2	4	26	33	55
Sub. 3	33	-40	-158	-230
Sub. 4	109	89	-62	-83
Sub. 5	110	132	-182	-160
Sub. 6	225	229	-42	-38
Sub. 7	114	-38	-20	-172
Sub. 8	107	-10	30	-87
Sub. 9	2	-154	-43	-200
Sub. 10	8	138	-125	6
Sub. 11	-92	83	-359	-183
Průměr (abs)	75	102	126	122
Minimum (abs)	2	10	20	6
Maximum (abs)	225	229	359	230
p-value	0,0679	0,1199	0,0175	0,0023



## G PŘÍLOHA - TABULKY NAMĚŘENÝCH DAT OBSAHU KONFIDENČNÍ ELIPSY

Tab. G.1: Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje snožmo

	Zebris [mm <sup>2</sup> ]		Wii [mm <sup>2</sup> ]	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	1004,4	492,6	656,5	383,2
Sub. 2	246,3	182,5	311,1	564,3
Sub. 3	316,3	367,7	229,3	278,1
Sub. 4	182,7	359,8	276,2	476,9
Sub. 5	574,8	1156,5	299,0	494,3
Sub. 6	345,1	376,6	416,6	225,9
Sub. 7	273,5	334,8	262,2	312,0
Sub. 8	788,6	311,4	646,0	502,1
Sub. 9	856,8	557,9	206,9	569,7
Sub. 10	215,6	279,9	540,6	557,0
Sub. 11	432,4	485,2	534,4	386,9
Průměr	461,0		415,0	
Sm. Odch.	260,8		141,0	
p-value	0,4282			

Tab. G.2: Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji snožmo

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm <sup>2</sup> ]
Sub. 1	512	273	348	109
Sub. 2	64	-253	-65	-382
Sub. 3	-51	-49	87	90
Sub. 4	-177	-201	-93	-117
Sub. 5	-582	-195	276	662
Sub. 6	-31	191	-71	151
Sub. 7	-61	-50	11	23
Sub. 8	477	144	143	-191
Sub. 9	299	-363	650	-12
Sub. 10	-64	-16	-325	-277
Sub. 11	-53	148	-102	98
Průměr (abs)	216	171	197	192
Minimum (abs)	31	16	11	12
Maximum (abs)	582	363	650	662
p-value	0,7530	0,5968	0,3561	0,8693

Tab. G.3: Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje snožmo se zavřenýma očima

	Zebris [mm <sup>2</sup> ]		Wii [mm <sup>2</sup> ]	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	1362,4	1659,3	1236,5	1725,9
Sub. 2	414,5	483,6	577,1	613,9
Sub. 3	760,1	652,1	586,7	600,9
Sub. 4	425,6	653,3	461,3	340,6
Sub. 5	645,5	711,8	523,1	651,3
Sub. 6	813,7	476,2	555,4	269,9
Sub. 7	658,4	542,2	626,9	657,7
Sub. 8	601,8	373,4	960,8	1071,4
Sub. 9	1075,0	1483,9	1125,3	849,3
Sub. 10	530,0	469,9	492,0	754,3
Sub. 11	1253,6	757,4	829,5	1416,7
Průměr	763,8		769,4	
Sm. Odch.	359,1		350,2	
p-value	0,9342			

Tab. G.4: Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji snožmo se zavřenýma očima

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm <sup>2</sup> ]
Sub. 1	-297	-489	126	-67
Sub. 2	-69	-37	-163	-130
Sub. 3	108	-14	173	51
Sub. 4	-228	121	-36	313
Sub. 5	-66	-128	122	61
Sub. 6	337	285	258	206
Sub. 7	116	-31	32	-116
Sub. 8	228	-111	-359	-698
Sub. 9	-409	276	-50	635
Sub. 10	60	-262	38	-284
Sub. 11	496	-587	424	-659
Průměr (abs)	220	213	162	293
Minimum (abs)	60	14	32	51
Maximum (abs)	496	587	424	698
p-value	0,7665	0,3132	0,4348	0,6088

Tab. G.5: Naměřené hodnoty a p-value obsahu 95% konfidenční elipsy u stoje na jedné noze

	Zebris [mm <sup>2</sup> ]		Wii [mm <sup>2</sup> ]	
	měř. č. 1	měř. č. 2	měř. č. 1	měř. č. 2
Sub. 1	863,1	651,6	1450,5	630,0
Sub. 2	319,7	373,0	461,3	335,3
Sub. 3	396,4	356,5	531,5	539,1
Sub. 4	452,2	380,4	697,3	378,0
Sub. 5	1734,4	315,4	884,1	489,4
Sub. 6	817,5	394,1	723,4	906,0
Sub. 7	935,3	633,8	885,4	844,7
Sub. 8	571,9	489,2	478,2	371,9
Sub. 9	390,6	673,4	611,6	657,5
Sub. 10	377,8	496,2	1102,9	372,5
Sub. 11	486,6	1574,6	1256,2	970,1
Průměr	622,0		708,0	
Sm. Odch.	370,4		294,6	
p-value	0,2942			

Tab. G.6: Rozdíly naměřených hodnot obsahu konfidenční elipsy při stoji na jedné noze

	Zebris a Zebris měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Wii a Wii Měření 1 a 2 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 1 a 1 [mm <sup>2</sup> ]	Zebris a Wii měření 2 a 2 [mm <sup>2</sup> ]
Sub. 1	212	820	-587	22
Sub. 2	-53	126	-142	38
Sub. 3	40	-8	-135	-183
Sub. 4	72	319	-245	2
Sub. 5	1419	395	850	-174
Sub. 6	423	-183	94	-512
Sub. 7	302	41	50	-211
Sub. 8	83	106	94	117
Sub. 9	-283	-46	-221	16
Sub. 10	-118	730	-725	124
Sub. 11	-1088	286	-770	605
Průměr (abs)	372	278	356	182
Minimum (abs)	40	8	50	2
Maximum (abs)	1419	820	850	605
p-value	0,6203	0,0334	0,2775	0,8678